

(19) 世界知的所有権機関
国際事務局



(43) 国際公開日
2002 年 9 月 6 日 (06.09.2002)

PCT

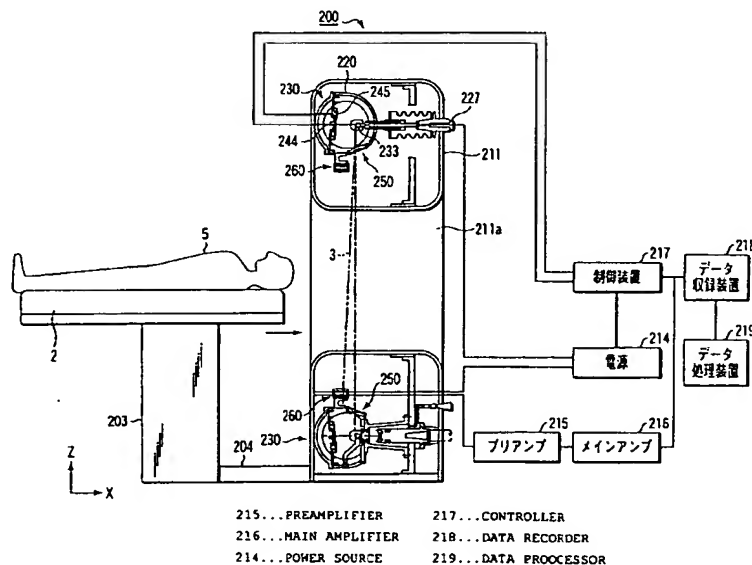
(10) 国際公開番号
WO 02/067779 A1

- (51) 国際特許分類⁷: A61B 6/03 (72) 発明者; および
(75) 発明者/出願人 (米国についてののみ): 三原 一正
(21) 国際出願番号: PCT/JP02/01837 (MIHARA, Kazumasa) [JP/JP]; 〒733-8553 広島県 広島市
西区 観音新町四丁目 6 番 2 2 号 三菱重工業株式会社 広島製作所内 Hiroshima (JP). 浦野 晋
(22) 国際出願日: 2002 年 2 月 28 日 (28.02.2002) (URANO, Susumu) [JP/JP]; 〒733-8553 広島県 広島市
西区 観音新町四丁目 6 番 2 2 号 三菱重工業株式会社 広島研究所内 Hiroshima (JP). 堀 慶一 (HORI, Keiichi)
(25) 国際出願の言語: 日本語 [JP/JP]; 〒676-8686 兵庫県 高砂市 荒井町新浜 2 丁目
1 番 1 号 三菱重工業株式会社 高砂研究所内 Hyogo
(26) 国際公開の言語: 日本語 (JP). 小倉 真 (OGURA, Shin) [JP/JP]; 〒100-8315 東京都 千代田区 丸の内二丁目 5 番 1 号 三菱重工業株
(30) 優先権データ: 特願2001-055312 2001 年 2 月 28 日 (28.02.2001) JP 式会社内 Tokyo (JP).
(71) 出願人 (米国を除く全ての指定国について): 三菱重工業株式会社 (MITSUBISHI HEAVY INDUSTRIES, LTD.) [JP/JP]; 〒100-8315 東京都 千代田区 丸の内二丁目 5 番 1 号 Tokyo (JP). (74) 代理人: 鈴江 武彦, 外 (SUZUYE, Takehiko et al.); 〒100-0013 東京都 千代田区 霞が関 3 丁目 7 番 2 号 鈴
榮特許綜合法律事務所内 Tokyo (JP).

[続葉有]

(54) Title: MULTI-RADIATION SOURCE X-RAY CT APPARATUS

(54) 発明の名称: 多線源型 X 線 CT 装置



(57) Abstract: A multi-radiation source X-ray CT apparatus comprises a sensor array consisting of sensors arranged fixedly, a vacuum chamber arranged fixedly, and an X-ray generating unit provided inside the vacuum chamber. The X-ray generating unit comprises a cathode so arranged fixedly in the vacuum chamber in such a way as to surround the sensor array to emit an electron beam, an anode arranged fixedly in the vacuum chamber in such a way as to surround the sensor array to emit X rays upon reception of the electron beams, a gate array consisting of grid electrodes which are densely arranged fixedly between the cathode and the anode and having holes to allow the passage of the electron beams, a power source for impressing a bias voltage to the grid electrodes of the gate arrays, and a control means for selecting a grid electrode suitable for imaging out of the gate array depending on an imaging part of subject, and for controlling the power feed from the power source so as to cancel the bias voltage impressed on the selected grid electrode.

[続葉有]



(81) 指定国 (国内): CA, JP, US.

2文字コード及び他の略語については、定期発行される各PCTガゼットの巻頭に掲載されている「コードと略語のガイダンスノート」を参照。

(84) 指定国 (広域): ヨーロッパ特許 (BE, DE, DK, FR, GB, IT, SE).

添付公開書類:

— 国際調査報告書

(57) 要約:

多線源型 X 線 C T 装置は、固定配列された複数の検出素子からなるセンサアレイと、固定配置された真空槽と、真空槽内に設けられた X 線発生ユニットとを具備し、X 線発生ユニットは、センサアレイを取り囲むように真空槽内に固定配置され電子線を出射するカソードと、センサアレイを取り囲むように真空槽内に固定配置され電子線を受けて X 線を出射するアノードと、カソードとアノードとの間に稠密に固定配列され、電子線を通過させるための孔を有する複数のグリッド電極からなるゲートアレイと、ゲートアレイのグリッド電極にバイアス電圧を印加する電源と、被検体の撮像部位に応じてゲートアレイの中から撮影に適したグリッド電極を選択し、選択したグリッド電極に印加したバイアス電圧を解除するように電源からの給電動作を制御する制御手段と、を備える。

明 細 書

多線源型 X 線 C T 装置

技術分野

本発明は、三次元画像診断に用いられる多線源型 X 線 C T 装置に関する。

背景技術

高速 X 線 C T スキャナは、X 線発生を電氣的に ON / OFF させる電子ビーム制御方式の採用により、従来からある X 線 C T スキャナのスキャン時間を大幅に高速化（1 / 60 ～ 1 / 2000 秒）させ、測定対象物の断層撮影を行うものである。このような高速 X 線 C T スキャナは、例えば特開平 10 - 295682 号公報および特開平 10 - 075944 号公報などに多数の X 線源を備えた画像診断装置（多線源型 X 線 C T 装置）として提案されている。

図 1 に示すように、従来の多線源型 X 線 C T 装置は、撮像領域 104 を取り囲む同心円上に等ピッチ間隔に並べて固定された複数の検出器 102 と、これら検出器 102 の群を取り囲むようにさらに外側に設けられた二重管構造の真空槽 105 と、この真空槽 105 の中に収容された複数の X 線発生ユニット 101 ～ 132 と、図示しない X 線発生制御装置とを備えている。X 線発生ユニット 101 ～ 132 は、同心円上に稠密配置された 32 個の 3 極真空管からなり、各々が扇状 X 線（ファンビーム）3 を撮像領域 104 に置かれた被検体（図示せず）に向けて照射するようになっている。

X 線発生制御装置は、X 線発生ユニット 101 ～ 132 毎

2

に設けられたパルス発生器と一対一に対応する32個のパルス発生制御ポートを有し、所定の入力データに基づき撮影に最適なX線発生ユニットを選択し、選択したX線発生ユニットからのみ扇状X線3（拡がり角 2α ）が射出されるように給電回路を高速でON/OFF制御する。

X線発生ユニットから出射された扇状X線3は、撮像領域104の被検体（図示せず）を透過して背面側の検出器102に入射する。これにより透過X線量が検出される。検出信号は、検出器102からデータ収録装置に送られ、データ収録装置に集積され、さらにデータ処理装置により信号処理される。信号処理されたデータはX線断層撮影画像としてディスプレイ上に再生される。

しかし、従来の装置においては、被検体との空間的な配置関係から設置スペースが制約を受けて、真空槽、X線発生ユニットおよび検出器の各サイズが制限されるので、配置可能なX線発生ユニットの数に限界がある。このため、多数のX線発生ユニットを稠密に配置することができず、装置の空間分解能を向上させることができないため、透過X線データから画像を再生させたときに画像が不鮮明になる。

また、従来装置の各X線発生ユニットではカソード、アノード、ゲート（グリッド電極）毎にそれぞれ給電回路が必要になるので、その電源容量が甚大なものとなる。とくに、空間分解能を高めようとする場合には、給電回路の総数が膨大な数にのぼるために、給電回路の製造コストが増大するばかりでなく、運転コストも増大するという問題点がある。

発明の開示

本発明は上記の課題を解決するためになされたものであり、限られた設置スペース内で高い空間分解能が発揮され、鮮明な画像を得ることができ、製造コストおよび運転コストを低く抑えることができる多線源型X線CT装置を提供することを目的とする。

本発明に係る多線源型X線CT装置は、被検体を透過したX線を検出するために該被検体を取り囲む円周上に稠密に固定配列された複数の検出素子からなるセンサアレイと、このセンサアレイの配列と同軸に該センサアレイを取り囲むように固定配置された真空槽と、この真空槽内に設けられ、前記センサアレイに取り囲まれた被検体に向けてX線を出射するX線発生ユニットと、を具備する多線源型X線CT装置であって、

前記X線発生ユニットは、前記センサアレイの配列と同軸に該センサアレイを取り囲むように前記真空槽内に固定配置され、給電により電子線を出射する円弧状又はリニア状のカソードと、前記カソードから出射された電子線が入射するところに位置し、かつ、前記センサアレイの配列と同軸に該センサアレイを取り囲むように前記真空槽内に固定配置され、該電子線を受けてX線を出射する円弧状又はリニア状のアノードと、前記カソードと前記アノードとの間に稠密に固定配列され、前記カソードから出射される電子線を吸引し通過させるための孔を有する複数のグリッド電極からなるゲートアレイと、前記ゲートアレイのグリッド電極にバイアス電圧を

印加する電源と、被検体の撮像部位に応じて前記ゲートアレイの中から撮影に適したグリッド電極を選択し、選択したグリッド電極に印加したバイアス電圧を解除するように前記電源からの給電動作を制御する制御手段と、を具備することを特徴とする。

この場合に、ゲートアレイは、60～240個のグリッド電極を備えるようにしてもよいし、さらに150～300個のグリッド電極を備えるようにしてもよいし、またさらに多数の240～500個のグリッド電極を備えるようにしてもよい。グリッド電極の数を増加させるにしたがって撮影部位の解像度が向上して画像が鮮明になり、例えば動脈などの血管のX線CT断面画像を得ることが可能となる。一方、ゲートアレイにおいてグリッド電極の数を増加させると、グリッド電極1つ当たりの幅が狭くなりすぎて電子線通過孔の形成が困難になる。また、X線発生ユニットは設置される部屋の天井までの高さに制限を受けて、その径をむやみに大きくすることはできないので、グリッド電極の数の増加にはある程度の限界がある。このため、ゲートアレイにおけるグリッド電極数の上限値を500個までとする。

ゲートアレイは、セラミックリング基板の上に物理的蒸着法又は化学的蒸着法を用いて高融点金属又は合金を積層した後、湿式又は乾式エッチング法を用いて高融点金属又は合金の層を部分的に除去することにより隣接部が互いに絶縁されたグリッド電極を形成してなるものである。

セラミックリング基板には窒化珪素 (Si_3N_4)、酸化珪

素 (SiO_2)、炭化珪素 (SiC)、アルミナ (Al_2O_3)、サイアロン (SiAlON) 等のように高耐圧高絶縁性の材料を用いることが好ましい。特に、高純度アルミナが高耐圧の絶縁材料としてセラミックリング基板に適している。

高融点金属にはタングステン、モリブデン、タンタルの単体金属を用いることが好ましく、高融点合金にはタングステン、モリブデン、タンタルの1種又は2種以上を主成分として含む合金を用いることが好ましい。

物理的蒸着法又は化学的蒸着法には各種のCVD法、イオンプレーティング法、スパッタリング法を用いることが好ましい。なお、各種のCVD法のうち特にプラズマCVD法を用いることが望ましい。プラズマCVD法により成膜された金属又は合金層は、フォトリソグラフィを利用するドライエッチングに適しているからである。

さらに、電子線通過孔をグリッド電極に機械加工により穿孔することが好ましい。電子線通過孔の径は、グリッド電極のサイズに応じて1～5mmの範囲で適宜選択することが好ましい。

カソードは、複数の円弧状または直線状のセグメント電極を同一円周上に配置して組み合わせるようにしてもよいし、また、単一の環状電極としてもよい。カソードを複数の円弧状または直線状のセグメント電極とする場合は、ゲートアレイのグリッド電極を同数の群に分割し、各群のグリッド電極を対応するセグメント電極にそれぞれ振り分けた制御回路とすることが好ましい。なお、カソード材料にはW、BaW、

N i C r 合金、N i C r C o 合金、N i C r F e 合金のような金属材料を用いてもよいし、L a B₆のような非金属材料を用いるようにしてもよい。

また、カソードと同様にアノードも複数の円弧状または直線状のセグメント電極を同一円周上に配置して組み合わせるようにしてもよい。このように対応するアノードをカソードと同様に数個のセグメントブロックに分割して各ブロックの動作を制御するが可能である。なお、アノード材料にはタングステン又はタングステン合金を用いることが一般的である。

本発明の多線源型 X 線 C T 装置は、

被検体が軸心に沿って装入される診断用スペースを規定するドーナツ状のガントリと、

前記軸心を中心とする同心円の円周に沿って前記ガントリ内に設けられた環状の真空チューブと、

この真空チューブ内に設けられ、前記軸心を中心とする同心円の円周に沿って少なくとも中心角 180° の半周にわたり稠密に固定配列された複数の放電電極からなるカソードアレイと、

前記放電電極に 1 対 1 に対応するように放電電極と向き合っ
て前記真空チューブ内に設けられ、前記軸心を中心とする同心円の円周に沿って少なくとも中心角 180° 半周にわたり稠密に固定配列され、前記放電電極から出射される電子線が入射して X 線を生成する複数のターゲット電極からなるアノードアレイと、

前記カソードアレイとアノードアレイとの間に配置され、

印加電圧の制御により前記放電電極からターゲット電極へ向かう電子線の通過を許容するか又は制限する複数のグリッド電極からなるゲートアレイと、

前記カソードアレイの放電電極を前記真空チューブから絶縁する第1の絶縁部材と、

前記アノードアレイのターゲット電極を前記真空チューブから絶縁する第2の絶縁部材と、

前記ゲートアレイのグリッド電極を前記真空チューブから絶縁する第3の絶縁部材と、

被検体を間に挟んで前記アノードアレイのターゲット電極に1対1に対応するように前記軸心を中心とする円周に沿って少なくとも中心角 180° 半周にわたり稠密に固定配列された複数のX線検出部と、を具備することを特徴とする。

なお、X線検出部の配列の中心角は、アノードアレイ又はカソードアレイの配列の中心角よりもX線の拡がり角 2α だけ大きくする。被検体を透過した全てのX線をX線検出部で検出し、多くの情報を得るようにするためである。

上記の第1、第2、第3の絶縁部材は、連続する環状又は円弧状のセラミックからなり、窒化珪素(Si_3N_4)、酸化珪素(SiO_2)、炭化珪素(SiC)、アルミナ(Al_2O_3)、サイアロン(SiAlON)等のような材料を用いることが好ましい。特に、高純度アルミナのような高耐圧かつ高絶縁性のセラミック材料を用いることが望ましい。

図面の簡単な説明

図1は、従来の装置の概要を示す内部透視断面図。

図 2 は、本発明の実施形態に係る多線源型 X 線 C T 装置を有する X 線画像診断装置を模式的に示す構成ブロック図。

図 3 は、図 2 の装置を軸方向から見て示す外観図。

図 4 は、本発明の実施形態に係る多線源型 X 線 C T 装置のブロック回路図。

図 5 は、本発明の実施形態に係る多線源型 X 線 C T 装置の概要を示す内部透視断面図。

図 6 は、本発明の実施形態に係る多線源型 X 線 C T 装置の要部透視断面図。

図 7 は、本発明の実施形態に係る多線源型 X 線 C T 装置の要部を模式的に示す分解斜視図。

図 8 は、多数のグリッド電極を持つゲートアレイの動作を制御するためのブロック回路図。

図 9 A ～ 図 9 C は、X 線照射動作のタイミングチャート。

図 10 は、本発明の実施形態に係る多線源型 X 線 C T 装置を有する X 線画像診断装置を模式的に示す構成ブロック図。

図 11 は、多線源型 X 線 C T 装置を X 軸方向から見て示す概略構成図。

図 12 は、多線源型 X 線 C T 装置を X 軸方向から見て模式的に示す内部透視断面図。

図 13 は、真空容器の排気流路を示す内部透視断面図。

図 14 は、本発明の実施形態に係る多線源型 X 線 C T 装置 (150 kV) を示す内部透視断面図。

図 15 は、本発明の実施形態に係る多線源型 X 線 C T 装置の要部断面図。

図 1 6 は、図 1 5 中の矢視 X VI - X VI から見て示す多線源型 X 線 C T 装置の要部断面図。

図 1 7 は、X 線発生部を示す拡大断面図。

図 1 8 は、X 線出射部および検出部を示す拡大断面図。

図 1 9 は、電子ビーム出射部を示す拡大断面図。

図 2 0 は、カソードとグリッドを示す平面図。

図 2 1 は、本発明の他の実施形態に係る多線源型 X 線 C T 装置 (1 0 0 k V) を示す内部透視断面図。

発明を実施するための最良の形態

以下、添付の図面を参照して本発明の好ましい実施の形態について説明する。

(第 1 の実施形態)

図 2 及び図 3 に示すように、医療用 X 線画像診断装置 1 0 は X 線発生ユニット 3 0 a, 3 0 b, 3 0 c を内蔵した円筒状の真空槽 1 1 を備えており、図示しない被検体 (患者) が移動ベッド 5 0 とともに真空槽中央の診断用スペース 1 1 a に出し入れされるように設けられている。すなわち、スライダ機構 5 2 により移動ベッド 5 0 はガイドレール 5 4 に沿って X 軸方向に移動可能に支持されている。

真空槽 1 1 の内部は図示しない排気ポートを介して真空ポンプ (図示せず) により真空排気されている。真空槽 1 1 内には X 線発生ユニット 3 0 a, 3 0 b, 3 0 c、ビームリミッタ 1 2、センサアレイ (検出器) 1 3、画像信号ディジタル 1 8 A、電子銃駆動回路 4 2 などが設けられている。X 線発生ユニット 3 0 a, 3 0 b, 3 0 c から出射された扇状

X線3は、図示しないコリメータにより絞られ、さらにビームリミッタ12により照射位置での幅Wに規定され、診断用スペース11aに置かれた被検体を透過した後にセンサアレイ13により検出されるようになっている。

センサアレイ13は、被検体が配置される診断用スペース11aを取り囲む円周上に稠密に固定して配置され、(2048×200)個の超高感度CdTeセンサからなり、0.5mmの分解能を有するものである。ちなみに、1ショットの撮像幅Wは約80mmである。また、真空槽11は、外径D1が1900～2100mm、内径D2が550～750mmである。

真空槽11は、センサアレイ13と同軸に、かつセンサアレイ13よりも外周側に固定配置されている。この真空槽11の内部は真空であり、真空槽11内部の円周上に3つのX線発生ユニット30A～30Cが稠密配置されている。これらのX線発生ユニット30A～30Cとセンサアレイ13とはX軸方向にシフトして配置され、X線3は真空槽11の半径(Z軸)に対して前傾する方向に扇状に照射されるようになっている。このため、扇状のX線3は、X線照射側(上方)のセンサアレイ13に遮られることなく、診断用スペース11aに置かれた被検体を透過して反対側(下方)のセンサアレイ13で検出されるようになっている。

図4に示すように、X線発生制御装置17の入力側にはデータ収録装置18Bおよびモード設定指示器20が接続されている。センサアレイ13で検出されたX線透過情報は、透

過 X 線量に比例した電流信号に変換され、プリアンプ 15、メインアンプ 16 を介して画像信号ディジタイザ 18 A およびデータ収録装置 18 B に送られて収録されるようになっていいる。収録されたデータは、データ収録装置 18 B からデータ処理装置 19 に出力され、データ処理装置 19 でデータ処理される。処理されたデータは、被検体の X 線 CT 画像情報として図示しないディスプレイ上に再生表示されるようになっている。

一方、X 線発生制御装置 17 の出力側には電源 14 および X 線発生ユニット 30 A ~ 30 C 内のアノード 33 a ~ 33 c、カソード 44 a ~ 44 c、ゲートアレイのグリッド電極 46 a ~ 46 n が接続されている。モード設定指示器 20 およびデータ収録装置 18 B のうちの少なくとも一方から X 線発生指令信号が X 線発生制御装置 17 に向けて出されると、その指令に基づいて X 線発生制御装置 17 は電源 14 から電子銃駆動回路 42 への給電動作を制御するとともに、ゲートアレイ 46 のなかから撮影部位に適したグリッド電極を選択する。これに応じて X 線発生ユニット 30 A, 30 B, 30 C 内のいずれかのカソードから電子線が出射され、選択したグリッド電極に印加したマイナスのバイアス電圧が解除されてゼロ電位となり、電子線がグリッド電極の孔を通過してアノードに入射する。アノードに電子線が入射すると、アノードから二次 X 線が発生し、窓に取り付けたコリメータを介して被検体に向けて扇状の X 線が出射されるようになっている。

次に、図 5 ~ 図 7 を参照しながら X 線発生ユニットについ

12

て説明する。

図5に示すように、3つの円弧状のX線発生ユニット30A、30B、30Cがセンサアレイ13と同軸の円周上に配置されている。各X線発生ユニット30A、30B、30Cは電子銃駆動回路42にそれぞれ接続されている。3つのX線発生ユニット30A、30B、30Cは実質的に同じ構成であるので、これらを代表して図5及び図6では第1のX線発生ユニット30Aについてのみ説明し、他ユニット30B、30Cの説明は省略する。

X線発生ユニット30Aは、図6に示すように3極X線管と本質的には同様の構造であり、真空容器31内に主要な要素としてアノード33a、カソード44aおよび複数のグリッド電極46a～46uを備えている。本発明の装置はX線発生ユニットごとに電位制御可能な複数のグリッド電極46a～46uを備えている点に特徴がある。これら第1群のグリッド電極46a～46uは第2群および第3群のX線発生ユニット30B、30Cのグリッド電極46v～46w、46m～46nとともに同一円周上に稠密に配列され、ゲートアレイ46を構成している。本実施形態のゲートアレイ46は240個（80個×3）のグリッド電極46a～46nを備えている。

環状又は円弧状の真空容器31の一側面に開口が形成され、この開口の周囲に雌ねじ溝をもつ保持部38が取り付けられている。該開口には雄ねじ溝の係合部41をもつゲート／カソードユニット40が差し込まれ、係合部41の

13

雄ねじ溝を保持部 38 の雌ねじ溝に螺合することにより、ゲート／カソードユニット 40 が真空容器 31 に取り付けられるようになっている。なお、ゲート／カソードユニット 40 と真空容器 31 の側壁との間にはオリング 39 が挿入され、容器内部の気密性が保たれている。また、保持部 38 および係合部 41 はバイオネット方式のねじ込み構造とすることが好ましいが、通常のねじ込み構造、フランジ継手構造あるいはボール継手構造など他の構造の着脱機構としてもよい。

ゲート／カソードユニット 40 には電子銃駆動回路 42、カソード 44a およびゲートアレイの一部としての第 1 群グリッド電極 46a ~ 46u が取り付けられている。カソード 44a には線状に張ったフィラメント 45 が用いられる。このフィラメント 45 には電子銃駆動回路 42 が接続されており、X 線発生制御装置 17 により制御された電源 14 から給電を受けると、フィラメント 45 から電子線 3a が出射されるようになっている。

ゲートアレイの各グリッド電極 46a ~ 46n には、図 7 に示すように電子線通過孔 47 がそれぞれ穿孔形成されている。隣り合う短冊状のグリッド電極 46a, 46b, ... 46n 同士は絶縁部 48 を間に挟んでそれぞれ絶縁されている。このようなゲートアレイ 46 は、窒化珪素 (Si_3N_4)、酸化珪素 (SiO_2)、炭化珪素 (SiC)、アルミナ (Al_2O_3)、サイアロン (SiAlON) 等のセラミックリング基板上にプラズマ CVD 法等の物理的蒸着法又は化学的蒸着

法を用いてタングステン、モリブデン、タンタル等の高融点金属又は合金を積層した後に、湿式又は乾式エッチング法を用いて高融点金属又は合金の導電層を部分除去して絶縁部48を形成することにより製造される。なお、電子線通過孔47は、導電層の成膜および部分エッチング後に機械加工によりドリル穿孔することが好ましいが、成膜前または部分エッチング前に予めドリル穿孔しておいてもよい。この場合に、電子線通過孔47の径は、グリッド電極の幅寸法により制限されるが、穿孔加工作業性からは1～5mm程度とすることが好ましく、十分な量の電子線3aを通過させるためには2～4mm程度とすることが好ましい。本実施形態では電子線通過孔47の径を 3 ± 0.5 mmとした。

次に、図8を用いてゲートアレイの制御回路について説明する。

X線発生ユニット30A～30C内のアノード33a～33c、カソード44a～44nおよびゲートアレイのグリッド電極46a～46nは、それぞれX線発生制御装置17内に設けられたn個のパルス発生器25a～25nを介してn個のパルス発生制御ポート26a～26nに接続されている。パルス発生制御ポート26a～26nに信号を送って制御するための図示しないCPUは、モード設定指示器20に接続されている。モード設定指示器20からX線発生制御装置17のCPUに設定モード信号が入力されると、CPUは設定モードに従ってX線発生指令信号をパルス発生制御ポート26a～26nに送り出し、指令信号を受けたパルス発生制御

ポートに対応するパルス発生器に信号が送信され、該当するグリッド電極にマイナスのバイアス電圧を解除してゼロ電位となり、これにより当該グリッド電極の孔47のみを電子線3aが通過してアノード33aに入射してX線が出射される。

なお、被検体を囲む円周上の対向する二つのパルス発生器が一つのパルス発生制御ポートに接続されている。このようにして二つの対向するX線発生ユニットに対応する二つのパルス発生器に一つのパルス発生制御ポートをそれぞれ接続することにより、2つのグリッド電極を同期してON/OFF制御できるようにして、同時に2ショット撮影することが可能になる。これらパルス発生制御ポート26a～26nに信号を送ることでパルス発生器25a～25nに信号を伝えることが可能となり、また一つのパルス発生制御ポートは二つのパルス発生器に接続されているため、一つの信号をパルス発生制御ポートに与えることで二つのパルス発生器に同時に信号を伝えることができ、対向する二つのX線発生ユニットから同時に射出できるようになっている。なお、X線が同時に入射する領域が重ならないければ、同時にON/OFF制御するグリッド電極を三つ以上としてもよい。

図6に示すように、アノード33aは冷却ブロック32aの傾斜面に取り付けられ、電子線3aから受ける熱損傷防止のために冷却されるようになっている。すなわち、冷却ブロック32aの内部には冷媒流路35が形成され、この冷媒流路35に供給路36を介して図示しない供給源から冷却油が供給されるようになっている。なお、冷却ブロック32aは

銅またはアルミニウム等の熱伝導性に優れた良導体でつくられているために、真空容器 31 から絶縁するために複数の絶縁支持部材 34 により支持されている。

アノード 33a は電子線ターゲットとしてのタングステン電極板からなり、ターゲット上に収束された電子が衝突する面が焦点となるように位置している。高速度の電子がそのターゲット原子内部に突入して運動を阻止されることによりその運動エネルギーの一部が X 線として放出される。すなわち、X 線発生時には、カソード 44a からアノード 33a に電子線 3a が入射すると、アノード 33a からその表面の角度に応じて反射する方向に扇状 X 線 3 が出射されるようになっている。なお、環状又は円弧状の真空容器 31 の内周面にはベリリウム窓 37 が取り付けられ、この窓 37 を介して扇状 X 線 3 が被検体に向けて出射されるようになっている。また、窓 37 の周囲には図示しないコリメータが取り付けられ、扇状 X 線 3 が所望の照射範囲に絞られるようになっている。

次に、図 9A～図 9C のタイミングチャートを参照しながら上記装置の動作について説明する。

時間 t_1 に装置 10 のメインスイッチを ON すると、図 9A に示すようにカソード 44a～44c には有意電子量を放出するに十分な温度に当該カソードを加熱するに十分な電圧としてマイナス 150 kV（これを -20 V とすることも可能）のバイアス電圧が印加され、図 9B に示すようにゲートアレイ 46 には例えばマイナス 50 kV（これを -1 kV とすることも可能）のバイアス電圧が印加され、図 9C に示す

ようにアノード 33 a ~ 33 c にはプラス 150 kV のバイアス電圧が印加される。時間 t_2 になると、図 4 に示すモード設定指示器 20 またはデータ収録装置 18 から第 1 の X 線発生 の 指令 信号 が X 線発生制御装置 17 に出力される。

この第 1 の指令に基づき、図 8 に示す X 線発生制御装置 17 内のパルス発生制御ポート 26 a に第 1 の X 線発生 の 指令 が入力される。この入力信号を受けて 2 つのパルス発生器 25 a, 25 s が同時にパルス波を発生させ、これらパルス信号がパルス発生器 25 a, 25 s に対応するグリッド電極 46 a, 46 s に与えられる。このパルス発生信号を受けてグリッド電極 46 a, 46 s のマイナスのバイアス電圧が解除されてゼロ電位となり、電子線 3 a が孔 47 を通過してアノード 33 a, 33 s に入射する。時間 t_3 になると、第 1 の X 線発生 の 指令 が終了してグリッド電極 46 a, 46 s のマイナスのバイアス電圧が回復され、電子線 3 a はゲートアレイ 46 により再び遮断される。この時間 $t_2 \sim t_3$ の間にアノード 33 a, 33 s から扇状 X 線 3 が出射される。このようにして X 線 3 の出射箇所が次々に切り替えられる動作が繰り返される。

時間 $t_3 \sim t_4$, $t_5 \sim t_6$, $t_7 \sim t_8$, $t_9 \sim t_{10}$ はゲート切替時間であり、それぞれ 2.1 ~ 20.8 マイクロ秒 (48 万分の 1 秒 ~ 4.8 万分の 1 秒) の範囲に制御される。

また、時間 $t_2 \sim t_3$, $t_4 \sim t_5$, $t_6 \sim t_7$, $t_8 \sim t_9$, $t_{10} \sim t_{11}$ は X 線発生時間 (撮像時間) であり、

X線発生時間はゲート切替時間 $t_3 \sim t_4$, $t_5 \sim t_6$, $t_7 \sim t_8$, $t_9 \sim t_{10}$ の3分の2にあたる1.4～13.9マイクロ秒（72万分の1秒～7.2万分の1秒）の範囲に制御される。

発生した扇状X線3は診断用スペース11aの被検体5に向けて照射される。照射された扇状X線3は、被検体の透過率に応じた吸収がなされ、円周上の対向するセンサレイ13により検出される。

センサレイ13で検出したX線透過情報は、透過X線量に比例した電流信号に変換された後、プリアンプ15、メインアンプ16で増幅され、電圧信号としてデータ収録装置18に送られる。

センサレイ13による検出動作が終了すると、次に、第二のX線発生の指令がX線発生制御装置17内のパルス発生制御ポートに入力され、上記と同様の検出動作がなされる。そして、順次行われた全ての検出動作から得られるX線透過情報がセンサレイ13で検出されると、透過X線量に比例し電流信号に変換されてプリアンプ15、メインアンプ16、データ収録装置18を介してデータ処理装置19において信号処理される。この信号処理されたデータより、被検体5のX線CT画像情報が得られる。

このように、真空槽11内部に多数のグリッド電極46a～46nをもつゲートアレイ46を設けることにより真空槽11中で所望の照射方向にX線を発生させることができるため、X線発生点をより稠密に配置し、隣接する撮像間隔をき

め細かくできる。従って、スキャン速度の高速化とともに空間分解能改善による画質向上を図ることができ、測定対象物の内部構造の細部の把握が可能となる。

なお、本実施形態においては3つのX線発生ユニットを用いる場合を示したが、その数はこれのみに限定されず、1つ、2つ又は4つとしてもよい。

以上説明したように本発明によれば、限られた設置スペース内で高い空間分解能を発揮することができ、かつ製造コストおよび運転コストを低く抑えることができる。また、スキャン速度の高速化とともに空間分解能改善による画質の向上を図ることができ、被検体の内部構造の細部まで診断することが可能になる。

(第2の実施形態)

以下、図10～図20を参照して本発明の第2の実施形態について説明する。

図10及び図11に示すように、多線源型X線CT装置200は、X線発生器230および放射線検出器260を内蔵したドーナツ状のガントリ211を備えており、被検体となる患者5が移動ベッド202とともにガントリ中央の診断用スペース211aに出し入れされるように設けられている。すなわち、スライド機構203により移動ベッド202はガイドレール204に沿ってX軸方向に移動可能に支持されている。

ガントリ211内には出力150 kVのX線発生器230、ビームリミッタ（図示せず）、検出器260、画像信

号ディジタイザ（図示せず）、電子銃駆動回路（図示せず）などが設けられている。X線発生器230は真空チューブ220のなかに收容されている。真空チューブ220は360°全周にわたり連続する環状の中空部を有する。真空チューブ220は厚さ5mmの非磁性ステンレス鋼でつくられている。

図13に示すように、排気機構280の管281がガントリ側壁開口283からガントリ211内に導入され、真空チューブ220の排気ポート282に連通している。管281はバルブ285を介して大径管284に連通し、さらに大径管284は図示しない真空ポンプの吸込み口に連通している。このポンプ（図示せず）は真空チューブ220の内圧が $1 \times 10^{-7} \sim 1 \times 10^{-9}$ Torrになるまでチューブ220内を排気する能力を備えている。

端子227がガントリ211の側壁を貫通して内部に導入され、X線発生器230の電子銃駆動回路、ゲートアレイ（グリッド）駆動回路およびアノード（ターゲット）駆動回路のそれぞれに導通している。この端子227は制御装置217により動作を制御される外部電源214に接続されている。

図15～図17に示すように、端子227には複数本のCu電極棒228がそれぞれ導通し、各Cu電極棒228の先端はアノードブロック234の給電点234aに押し付けられている。

端子227およびCu電極棒228は、碍子225により

21

周囲部材から絶縁されている。碍子 225 は高耐圧特性を有する高純度アルミナ (Al_2O_3) からなり、その耐圧性能が 150 ~ 200 kV である。

図 12 に示すように、給電点 234a はアノードブロック 234 の方位 0° , 90° , 180° , 270° の 4 箇所に振り分け配置されている。これら 4 つの給電点 234a を介して電源 214 からアノード (ターゲット) 233 およびカソード 244 間に 150 kV の高圧直流が給電されるようになっている。このような多点給電方式を採用することにより、いずれの X 線発生器 230 から実質的に同じタイミングで実質的に同じ出力の X 線 3 が出射されるようになっている。

X 線 3 は、X 線発生器 230 から出射された後に図示しないコリメータにより絞られ、さらに図示しないビームリミッタにより所定の径に規定され、診断用スペース 11a に置かれた被検体 5 に照射され、被検体 5 を透過した後に検出器 260 により検出されるようになっている。

検出器 260 は、診断用スペース 11a を取り囲む同心円周上に稠密に固定して配置され、2048 ~ 4078 個の超高感度の CdTe 単結晶光電変換素子 272 を備え、0.3 mm の分解能を有するものである。ちなみに、1 ショットの撮像幅は約 500 mm である。また、ガントリ 211 は、外径が約 2000 mm、内径が 800 ~ 1000 mm である。

図 11 に示すように、X 線発生器 230 は、複数の検出器 260 が配列された円周よりも外側の同心円上に配列されている。

22

これらのX線発生器230と検出器260とはX軸方向に僅かにシフトして配置され、図10及び図14に示すように、X線3はガントリ211の半径（Z軸）に対して少し前傾する方向に照射されるようになっている。このため、X線3はX線射出側（上方）の放射線検出器260に遮られることなく、診断用スペース11aに置かれた被検体5を透過して反対側（下方）の放射線検出器260により検出される。

図10に示すように、デジタル演算回路を備えた制御装置217の入力側にはデータ収録装置218が接続されている。放射線検出器260で検出されたX線透過情報は、透過X線量に比例した電流信号または電圧信号に光電変換され、プリアンプ215、メインアンプ216を介してデータ収録装置218および画像信号ディジタイザ（図示せず）に送られ、収録されるようになっている。

収録されたデータは、さらにデータ収録装置218からデータ処理装置219に出力され、データ処理装置219でデータ処理される。処理されたデータは、被検体5のX線CT画像情報として図示しないディスプレイ上に再生表示されるようになっている。

制御装置217の出力側には電源214およびX線発生器230内のアノード（ターゲット）233、カソード244、ゲートアレイとしてのグリッド電極245がそれぞれ接続されている。データ収録装置218からX線発生指令信号が制御装置217に向けて出されると、その指令に基づいて制御装置217は電源214から電子銃駆動回路への給電動作を

23

制御するとともに、複数のグリッド電極 245 のなかから撮影部位に適した位置にあるものを選択するようになっている。これに応じて X 線発生器 230 内のいずれかのカソード 244 から電子線 3a が出射され、選択したグリッド電極 245 に印加したマイナスのバイアス電圧が解除されてゼロ電位（又はプラス電位）となり、電子線 3a がグリッド電極 245 の孔を通過してターゲット 233 に入射する。ターゲット 233 に電子線 3a が入射すると、ターゲット 233 から X 線 3 が発生し、コリメータ（図示せず）を介して X 線 3 が被検体 5 に向けて出射されるようになっている。

次に、図 14 ～ 図 20 を用いて X 線発生器 230 について詳しく説明する。

図 14 に示すように、X 線発生器 230 は、厚さ t_4 が 3 ～ 5 mm の鉛板からなる遮蔽材 224 で実質的に全面を覆われた真空チューブ 220 内に収納されている。遮蔽材 224 は、X 線射出口となる窓 220a の部分を除いて真空チューブ 220 の外面の大部分を被覆し、X 線 3 が診断用スペース 211a 以外の方位へ漏れ出ないようにしている。

図 18 に示すように、真空容器の窓 220a には X 線射出部 250 が取り付けられている。この X 線射出部 250 にも鉛板からなる遮蔽材 253 およびコリメータ（図示せず）が取り付けられている。本実施形態では X 線射出部 250 の遮蔽材 53 の板厚を 5 mm とした。

図 15 および図 16 に示すように、X 線発生器 230 は、真空雰囲気下で電子線 3a を電子銃 240 からアノードハウ

24

ジング 231 内のタングステンターゲット 233 に打ち込み、ターゲット 233 から X 線 3 を発生させるものである。真空チューブ 220 の開口部位は、チューブ内部の真空が破れないように厳重にシールされている。例えば、窓 220a には X 線射出部 250 の窓部材 251 が被せられているが、この窓部材の当り面 251p とチューブの当り面 220p とはいずれも鏡面仕上げされ、シール溝 251b に O リング 255 が嵌め込まれている。これにより真空チューブ 220 の気密性が確保され、真空チューブ 220 内が所定の真空度（例えば、 $1 \times 10^{-7} \sim 1 \times 10^{-9}$ Torr）に排気可能となっている。

図 19 に示すように、電子銃 240 は絶縁支持板 241 により真空チューブ 220 内の周囲部材から絶縁された状態で支持されている。電子銃 240 は CeB₆ 単結晶又は LaB₆ 単結晶からなるカソード 244 およびグリッド電極 245 を備えている。グリッド電極 245 にはマイナスのバイアス電圧（例えば、 -700 V）が常に印加された状態にあり、これをゼロ電位又はプラス電位としたときにカソード電極 244 からグリッド電極 245 のビーム通過孔 245b を通ってアノードターゲット 233 に向けて電子線 3a が出射されるようになっている。

電子線 3a の出射を容易にするために、ビーム通過孔 245b の周囲に同心円状の座繰り 245a が形成されている。なお、本実施例ではグリッド電極 245 の厚みを 3 mm とした。座繰り 245a の部分の肉厚はグリッド電極 2

25

45の厚さの $1/4 \sim 1/2$ とすることが好ましく、電子ビーム通過孔245bの径は4mm、座繰り245aの径は6mmとすることが好ましい。

グリッド電極245は、窒化珪素(Si_3N_4)、酸化珪素(SiO_2)、炭化珪素(SiC)、アルミナ(Al_2O_3)、サイアロン(SiAlON)等のセラミックリング基板上にタングステン、モリブデン、タンタル等の高融点金属又は合金からなる導電性薄膜を積層した後に、該導電性薄膜を所定パターンにエッチングすることにより絶縁部を形成したものである。なお、グリッド電極の電子ビーム通過孔245bは、パターンエッチング後にドリル穿孔などの機械加工により形成されたものである。あるいは加工を簡易化するためにグリッド電極にステンレス鋼板を用いるようにしてもよい。

図15に示すように、碍子242a, 242cで周囲から絶縁された正負一對のフィラメント電流導入用端子がケーブル242bを介してカソード244に接続され、プラス150kVの放電電圧がカソード244に印加されるようになっている。

図19に示すように、カソード244はセラミックホルダ241により真空チューブ220から完全に絶縁されている。セラミックホルダ241は支持フレーム247の凹所に嵌め込まれ、その周縁部が押え板249により支持フレーム247に押え付けられている。また、グリッド電極245はセラミックリング248により真空チューブ220から完全に絶縁されている。グリッド電極245と支持フレーム247と

26

の間にセラミックリング 248 が挿入され、複数のビス 246 a を用いてグリッド電極 245 とセラミックリング 248 とが締結され、複数のビス 246 b を用いて支持フレーム 247 とセラミックリング 248 とが締結されている。

なお、セラミックホルダ 241 およびセラミックリング 248 には耐圧特性に優れた高純度窒化珪素や高純度アルミナのようなセラミックを用いることが好ましい。

カソード 244 は、所謂ケンプリッジ型と称するタイプであり、直径が 1 ～ 3 mm の SeB_6 又は LaB_6 の非金属化合物の単結晶からなるものである。カソード 244 は熱電子放出のためにヒータとしての機能を備えている。すなわち、カソード 244 に給電すると、その先端に高電圧電界が集中して発熱し、高温になり、熱電子が放出される。

カソード 244 の先端には高電圧電界が集中して欠落（チップング）を生じ易いので、そのコーナーエッジ部分は削り取られて丸みがつけられている。カソード 244 の下半部は両側から削り取られて平坦な面が形成され、各平坦面に正負一對のモリブデン線 243 がグラファイトチップを押し付けるようにして結線されている。これら正負一對のモリブデン線 243 の基端側は碍子 242 c に埋め込まれた正負端子にそれぞれ接続され、ケーブル 242 b を介して外部電源 214 から高電圧が印加されるようになっている。

ターゲット 233 は X 線 3 を生成するアノード電極として機能するものであり、電子銃 240 から出射された電子線 3 a が衝突する面が焦点となるところに配置されている。高速

度の電子がそのターゲット原子内部に突入して運動を阻止されることによりその運動エネルギーの一部がX線3として放出される。すなわち、カソード244からターゲット233に電子線3aが入射すると、ターゲット233からその表面の角度に応じて反射する方向にX線3が扇状に出射されるようになっている。なお、ターゲット233は、タングステン又はタングステン合金の矩形板からなり、その厚さは0.5～7.0mm、幅は8～12mm、長さは30～50mmの範囲とすることが望ましい。本実施例ではターゲット233の厚みを1.0mmとした。また、ターゲット233の照射面は電子線3aの光軸に対して約20°傾斜している。

理論的には数ミクロンオーダーの厚みをもつターゲットに電子線を打ち込むことによってX線は生成されるが、ターゲットの厚みを過度に薄くしすぎると、溶損、割れ、欠落等の致命的な損傷を受けやすくなるので、ターゲットの厚みは1.0mm程度とすることが最も好ましい。なお、ターゲットの肉厚を厚くしすぎると発熱量が増大して冷却が困難になるので、ターゲットは許される範囲で薄くするほうが好ましい。

冷却ブロック232は銅またはアルミニウム等の熱伝導性に優れた良導体でつくられ、その傾斜面にターゲット233を保持し、熱損傷からターゲット233を保護している。冷却ブロック232は、真空容器から絶縁するために絶縁支持部材225により支持されている。

ゲートアレイ制御回路の概要について説明する。

X線発生器230内のアノード233、カソード244お

よびグリッド電極 245 は、それぞれ制御装置 217 に内蔵された n 個のパルス発生器を介して n 個のパルス発生制御ポートに接続されている。制御装置 217 の CPU は、図示しないモード設定指示器から設定モード信号が入力されると、設定モードに従って X 線発生指令信号をパルス発生制御ポートに送り出し、指令信号を受けたパルス発生制御ポートに対応するパルス発生器に信号が送信され、該当するグリッド電極 245 にマイナスのバイアス電圧を解除してゼロ電位とする。これにより該当するグリッド電極 245 のビーム通過孔のみを電子線 3a が通過してアノード 233 に入射し、アノード 233 から X 線 3 が出射される。

次に、X 線射出部 250 について説明する。

図 18 に示すように、X 線射出部 250 は、環状真空チューブ 220 の窓 220a の外側に 360° 全周にわたって取り付けられている。X 線射出部 250 の窓部材 251 は、アルミニウムやベリリウム又はこれらの合金あるいはステンレス鋼などのように X 線を透過しやすく、X 線の減衰率が小さい材料でつくられている。

窓部材 251 の X 線通過部分には切欠溝 252 が設けられ、これにより薄肉部 251a が形成されている。切欠溝 252 は 360° 全周にわたってフライス盤などを用いて窓部材 251 の肉厚のほぼ半分までを切削加工して形成される。薄肉部 251a の厚み t_2 は、窓部材 251 の材質に応じて種々変わるが、少なくとも真空チューブ 220 の負圧に耐えられる耐圧強度を確保する必要がある。例えば

窓部材 251 が板厚 t_1 ($= 3 \text{ mm}$) のアルミニウム板からなる場合は、薄肉部 251a の厚み t_2 を少なくとも 1 mm とする必要がある。

さらに、窓部材 251 は鉛板からなる遮蔽材 253 で大部分が覆われている。遮蔽材 253 には X 線 3 の通過を許容するビーム通路 253a が開口している。本実施例では遮蔽材 253 の厚み t_3 を 5 mm とし、ビーム通路 253a の径 d_2 を $0.5 \text{ mm} \sim 3.0 \text{ mm}$ とした。X 線 3 は、遮蔽材 253 のビーム通路 253a のみを通過して、図示しないコリメータにより絞られ、射出される。射出された X 線 3 は、被検体 5 を透過した後に、検出器 60 により検出される。

図 18 に示すように、本実施形態では真空チューブの窓 220a の径 W_1 を $20 \sim 30 \text{ mm}$ とし、窓部材の薄肉部 251a の幅を窓 220a の径 W_1 とほぼ同等とした。また、X 線 3 の光軸が Z 軸 259 (鉛直軸) となすビーム傾斜角 θ_1 を $0.1^\circ \sim 2.5^\circ$ とした。また、窓部材 251 が Z 軸 259 (鉛直軸) となす取付角 θ_2 を $95^\circ \sim 105^\circ$ とした。

なお、X 線射出部の遮蔽材 253 において、X 線射出孔 253a の断面形状は、円形、長円形又は楕円形としてもよいし、スリット形状としてもよい。射出孔をスリット形状とする場合は、スリットの間隔を一定に保つために、X 線ビームが通らない箇所を選んでスペーサを設けるようにすることが好ましい。

次に、検出器 260 について説明する。

30

図18及び図14に示すように、検出器260はリングフレーム262を介して真空チューブ220の内周面に支持されている。検出器260はX線発生器230に1対1に対応してX線発生器230の数と同数（例えば4086個）が設けられている。これらの検出器260とX線発生器230とはX軸方向に僅かにシフトして配置され、図14に示すようにX線3はガントリ211の半径（Z軸）に対して少し前傾する方向に照射されるようになっている。このため、X線3は、X線射出側（上方）の検出器260に遮られることなく、被検体5を透過して反対側（下方）の検出器260により検出される。

検出器260のハウジング261は、入射口261aを有し、リングフレーム262の内周面にボルト等により締結され、内部にCdTe光電変換素子272を有するセンサアッセンブリ（検出部）270が収容されている。遮蔽材263がハウジング261の内周面には遮蔽材263が張り付けられている。遮蔽材263には入射口263aが形成され、この入射口263aとハウジングの開口261aとを通過してX線3がCdTe光電変換素子272により検出されるようになっている。

なお、入射口261a、263aは、円形、長円形、楕円形又はスリット形状とすることができる。入射口261a、263aを360°全周にわたるスリット形状とする場合は、スリットの間隔を一定に保つために複数のスペーサ（図示せず）を適所に設けるようにする。

31

センサアッセンブリ（検出部）270はCdTe光電変換素子272とプリント回路基板275とで構成されている。CdTe光電変換素子272は、横断面が正方形の柱状直方体をなすテルル化カドミウムの単結晶からなるものである。

センサアレイを構成する4078個のCdTe光電変換素子272は、受光面が同一の高さレベルに揃うようにプリント回路基板275の上に等ピッチ間隔に配列されている。プリント回路基板275は、図18に示すように絶縁支持材264を介してリングフレーム262に支持され、図示しない金ワイヤボンディングによりCdTe光電変換素子272の他の端面（受光面の反対面）に接続され、さらに樹脂で封止されている。

なお、入射口261a, 263aは、円形、長円形、楕円形又はスリット形状などの種々の形状とすることができる。入射口261a, 263aをスリット形状とする場合は、スリットの間隔を一定に保つために、X線ビームが通らない箇所を選んでスペーサを設ける。

なお、本実施形態ではセンサアレイ、アノードアレイ、カソードアレイを中心角360°全周にわたり配列しているが、これらを中心角180°の半周にわたる配列としてもよい。半周分の透過X線情報に基づいて画像を十分に再構成することができるからである。

ただし、透過X線の検知漏れを防ぐために、センサアレイの配列の中心角をアノードアレイ（又はカソードアレイ）の配列の中心角よりも扇状X線の拡がり角 2α だけ大きくする。

なお、X線の拡がり角 2α は次の不等式から求められる範囲とする。この場合に、少なくとも $\tan\alpha$ が中心値 $0.375 (= 3/8)$ をとるときのX線の拡がり角 2α だけ、センサレイの配列の中心角を大きくすることが望ましい。

$$0.370 \leq \tan\alpha \leq 0.380$$

この150kV級のカソード電源を用いる本実施形態の装置では、X線検出器の遮蔽材263に板厚5mmの鉛板を用いた。これにより二次X線や散乱線の飛び込みを有効に防止することができ、鮮明な診断画像を得ることができる。

次に、電子銃240について説明する。

図19に示すように、電子銃240は、周囲の部材からそれぞれ絶縁されたカソード244およびグリッド電極245を備えている。カソード244はセラミックホルダ241により周囲から絶縁された状態でフレーム247に支持されている。一方、グリッド電極245はセラミックリング248により周囲から絶縁された状態でフレーム247に支持されている。なお、図中にて符合246a、246bはボルトを、符合249は押え板を示す。この押え板249は、カソード244を備えたアセンブリがフレーム247から脱落しないように、セラミックホルダ241の周縁部分をフレーム247の凹所に押し付けるものである。

カソード244は、所謂ケンプリッジ型と称するタイプであり、直径が1～3mmのSeB₆又はLaB₆の非金属化合物の単結晶からなるものである。カソード244の下半部は両側から削り取られて平坦な面が形成され、各平坦面に正

3 3

負一対のモリブデン線 2 4 3 がグラファイトチップを押し付けるようにして結線されている。これら正負一対のモリブデン線 2 4 3 の基端側は碍子 2 4 2 c に埋め込まれた正負端子にそれぞれ接続され、ケーブル 2 4 2 b を介して図示しない電源から例えばプラス 1 5 0 k V の放電電圧が印加されるようになっている。

グリッド電極 2 4 5 は、図示しないケーブルを介して直流電源に接続されている。この電源からはグリッド電極 2 4 5 にマイナス 7 0 0 V のゲート電圧が印加されている。電子線 3 a をカソード 2 4 4 からアノード 2 3 3 に向けて出射させるときは、グリッド電極 2 4 5 に印加されているバイアスを解除してグリッド電極 2 4 5 をゼロ又はプラス電位にする。これにより電子線 3 a はカソード 2 4 4 から出射され、グリッド電極の孔 2 4 5 b を通ってアノード 2 3 3 に入射し、アノード 2 3 3 から X 線 3 が放出される。

図 2 0 に示すように、グリッド電極 2 4 5 は C T 装置の軸心を中心とする半径 8 0 0 m m の円周上に等ピッチ間隔に配列されている。例えば、X 線発生器 2 3 0 (ターゲット 2 3 3) の数を 3 6 0 個とする場合は、グリッド電極 2 4 5 のピッチ間隔を 1 4 m m、幅を 1 2 m m、長さを 1 0 0 m m とする。また、X 線発生器 2 3 0 (ターゲット 2 3 3) の数を 2 4 0 個とする場合は、グリッド電極 2 4 5 のピッチ間隔を 2 0 . 9 m m、幅を 1 9 m m、長さを 1 0 0 m m とする。

ビーム通過孔 2 4 5 b はグリッド電極 2 4 5 の長手中央に開口形成する。なお、座繰り 2 4 5 a の径はグリッド電極 2

34

45の幅と同等とし、ビーム通過孔245bの径は座繰り245aの径の三分の一から二分の一（30～50%）の範囲とすることが望ましい。

次に、上記装置の動作の概要について説明する。

装置200のメインスイッチをONすると、カソード電極244には有意電子量を放出するに十分な温度に当該カソード電極244を加熱するに十分な電圧としてマイナス150kV（これを-20Vとすることも可能）のバイアス電圧が印加され、グリッド電極245には例えばマイナス1kV（これを-0.5kVとすることも可能）のバイアス電圧が印加され、アノード電極233にはプラス150kVのバイアス電圧が印加される。所定時間になると、データ収録装置218から第1のX線発生の指令信号が制御装置217に出力される。

この第1の指令に基づき、X線発生制御装置217内のパルス発生制御ポートに第1のX線発生の指令が入力される。この入力信号を受けて2つのパルス発生器が同時にパルス波を発生させ、これらパルス信号がパルス発生器に対応するグリッド電極245に与えられる。このパルス発生信号を受けてグリッド電極245のマイナスのバイアス電圧が解除されてゼロ又はプラス電位となり、電子線3aがグリッド電極の孔245bを通過してアノード電極233に入射する。

所定時間になると、第1のX線発生の指令が終了してグリッド電極245のマイナスのバイアス電圧が回復され、電子線3aはグリッド電極245により再び遮断される。この間

にアノード 233 から X 線 3 が出射される。このようにして X 線 3 の出射箇所が次々に切り替えられる動作が繰り返される。

ちなみにゲート切替時間は 2.1 ~ 20.8 マイクロ秒（48 万分の 1 秒 ~ 4.8 万分の 1 秒）の範囲に制御される。また、X 線発生時間はゲート切替時間の 3 分の 2 にあたる 1.4 ~ 13.9 マイクロ秒（72 万分の 1 秒 ~ 7.2 万分の 1 秒）の範囲に制御される。

発生した X 線 3 は診断用スペース 211a に置かれた被検体 5 に向けて照射される。照射された X 線 3 は、被検体 5 の透過率に応じた吸収がなされ、対向する検出器 260 により検出される。

検出器 260 で検出した X 線透過情報は、透過 X 線量に比例した電流信号又は電圧信号に変換された後、プリアンプ 215、メインアンプ 216 で増幅され、電圧信号としてデータ収録装置 218 に送られる。

検出器 260 による検出動作が終了すると、次に、第二の X 線発生指令が制御装置 217 内のパルス発生制御ポートに入力され、上記と同様の検出動作がなされる。そして、順次行われた全ての検出動作から得られる X 線透過情報が検出器 260 で検出されると、透過 X 線量に比例した電流信号又は電圧信号に変換されてプリアンプ 215、メインアンプ 216、データ収録装置 218 を介してデータ処理装置 219 において信号処理される。この信号処理されたデータより、被検体 5 の X 線 CT 画像情報が得られる。

本実施形態の装置によれば、互いに絶縁されたリング状のカソード／グリッド／アノードからなるアレイを環状の真空チューブ内に設けることにより、X線発生点を従来よりもさらに稠密に配置することができ、真空チューブ内で所望の照射方向にX線を出射させることができる。このため、隣接する撮像間隔をきめ細かくなり、スキャン速度の高速化とともに空間分解能改善による画質向上を図ることができ、被検体内部構造の細部に至るまでの診断が可能となる。

（第3の実施形態）

次に、図21を参照して第3の実施形態として100kV用の多線源型X線CT装置について説明する。

本実施形態の多線源型X線CT装置300においては、アノードターゲット233に給電するために、碍子225Aで絶縁された電極棒228の端子に電源側端子227Aをねじ込み接続している。電極棒228の先端はアノードブロックの給電点234aに押し付けられている（図17参照）。これにより電源214からアノードターゲット233に100kVの直流が給電されるようになっている（図10参照）。

碍子225Aは、高純度アルミナからなり、150kVの耐圧性能を有する。この碍子225Aは、形状およびサイズが上記第1実施形態の碍子25に対して設置構造の点で異なり、熱風吸収や量産しやすいなどの利点を有するものである。

産業上の利用可能性

本発明の装置は、医療分野および工業分野のいずれの画像診断にも適用することができる。本発明によれば、限られた

設置スペース内で高い空間分解能を発揮することができ、かつ製造コストおよび運転コストを低く抑えることができる。また、スキャン速度の高速化とともに空間分解能改善による画質の向上を図ることができ、被検体の内部構造の細部まで診断することが可能になる。このため、医療分野では、不整脈時の心臓の動き、冠動脈の動き、肺内部の異常組織の検出、血流の流れなどを鮮明な画像として再構成することができる。また、工業分野では、固液、気液、あるいは固気からなる二相流の流動相の動き、多成分系流動相の動き、相変化なども鮮明な画像として再構成することができる。

請 求 の 範 囲

1. 被検体を透過したX線を検出するために該被検体を取り囲む円周上に稠密に固定配列された複数の検出素子からなるセンサアレイと、このセンサアレイの配列と同軸に該センサアレイを取り囲むように固定配置された真空槽と、この真空槽内に設けられ、前記センサアレイに取り囲まれた被検体に向けてX線を出射するX線発生ユニットと、を具備する多線源型X線CT装置であって、

前記X線発生ユニットは、
前記センサアレイの配列と同軸に該センサアレイを取り囲むように前記真空槽内に固定配置され、給電により電子線を出射する円弧状又はリニア状のカソードと、

前記カソードから出射された電子線が入射するところに位置し、かつ、前記センサアレイの配列と同軸に該センサアレイを取り囲むように前記真空槽内に固定配置され、該電子線を受けてX線を出射する円弧状又はリニア状のアノードと、

前記カソードと前記アノードとの間に稠密に固定配列され、前記カソードから出射される電子線を吸引し通過させるための孔を有する複数のグリッド電極からなるゲートアレイと、

前記ゲートアレイのグリッド電極にバイアス電圧を印加する電源と、

被検体の撮像部位に応じて前記ゲートアレイの中から撮影に適したグリッド電極を選択し、選択したグリッド電極に印加したバイアス電圧を解除するように前記電源からの給電動作を制御する制御手段と、

を具備することを特徴とする多線源型 X 線 C T 装置。

2. 請求項 1 の装置において、

前記ゲートアレイは、60～240個のグリッド電極と、隣り合うグリッド電極を絶縁する絶縁部と、を有する。

3. 請求項 1 の装置において、

前記ゲートアレイは、150～300個のグリッド電極と、隣り合うグリッド電極を絶縁する絶縁部と、を有する。

4. 請求項 1 の装置において、

前記ゲートアレイは、240～500個のグリッド電極と、隣り合うグリッド電極を絶縁する絶縁部と、を有する。

5. 請求項 1 の装置において、

前記ゲートアレイは、セラミックリング基板の上に物理的蒸着法又は化学的蒸着法を用いて高融点金属又は合金を積層した後に、湿式又は乾式エッチング法を用いて高融点金属又は合金の層を部分的に除去することにより隣接部が互いに絶縁されたグリッド電極を形成してなる。

6. 請求項 1 の装置において、

さらに、前記グリッド電極に電子線を通過させるための孔を機械加工により穿孔形成したことを特徴とする請求項 5 記載の装置。

7. 請求項 1 の装置において、

前記カソードは、複数の円弧状または直線状のセグメント電極を同一円周上に配置して組み合わせてなる。

8. 請求項 1 の装置において、

前記カソードは、単一の環状電極からなる。

9. 多線源型 X 線 CT 装置は、

被検体が軸心に沿って装入される診断用スペースを規定するドーナツ状のガントリと、

前記軸心を中心とする同心円の円周に沿って前記ガントリ内に設けられた環状の真空チューブと、

この真空チューブ内に設けられ、前記軸心を中心とする同心円の円周に沿って少なくとも中心角 180° の半周にわたり稠密に固定配列された複数の放電電極からなるカソードアレイと、

前記放電電極に 1 対 1 に対応するように放電電極と向き合って前記真空チューブ内に設けられ、前記軸心を中心とする同心円の円周に沿って少なくとも中心角 180° の半周にわたり稠密に固定配列され、前記放電電極から出射される電子線が入射して X 線を生成する複数のターゲット電極からなるアノードアレイと、

前記カソードアレイとアノードアレイとの間に配置され、印加電圧の制御により前記放電電極からターゲット電極へ向かう電子線の通過を許容するか又は制限する複数のグリッド電極からなるゲートアレイと、

前記カソードアレイの放電電極を前記真空チューブから絶縁する第 1 の絶縁部材と、

前記アノードアレイのターゲット電極を前記真空チューブから絶縁する第 2 の絶縁部材と、

前記ゲートアレイのグリッド電極を前記真空チューブから絶縁する第 3 の絶縁部材と、

被検体を間に挟んで前記アノードアレイのターゲット電極に1対1に対応するように前記軸心を中心とする円周に沿って少なくとも中心角 180° の半周にわたり稠密に固定配列された複数のX線検出部と、
を具備することを特徴とする。

10. 請求項9の装置において、

前記X線検出部の配列の中心角は、前記アノードアレイの配列の中心角よりもX線の拡がり角 2α だけ大きい。

11. 請求項9の装置において、

前記X線検出部の配列の中心角は、前記カソードアレイの配列の中心角よりもX線の拡がり角 2α だけ大きい。

1/12

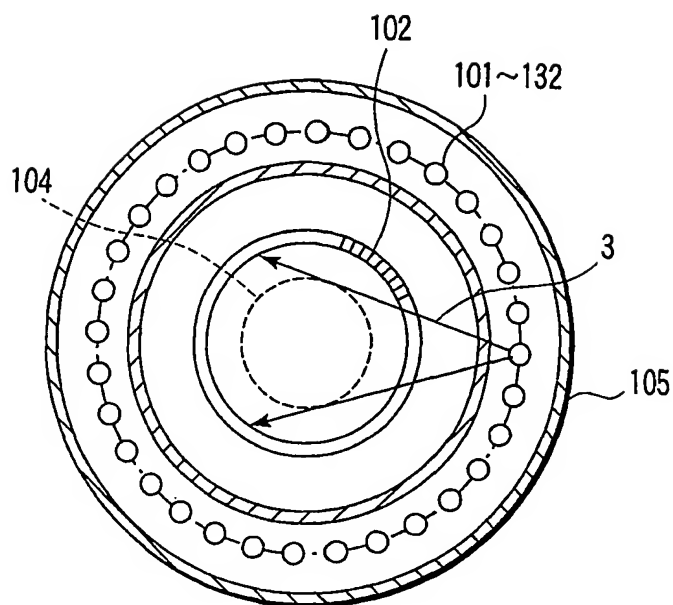


FIG. 1 従来技術

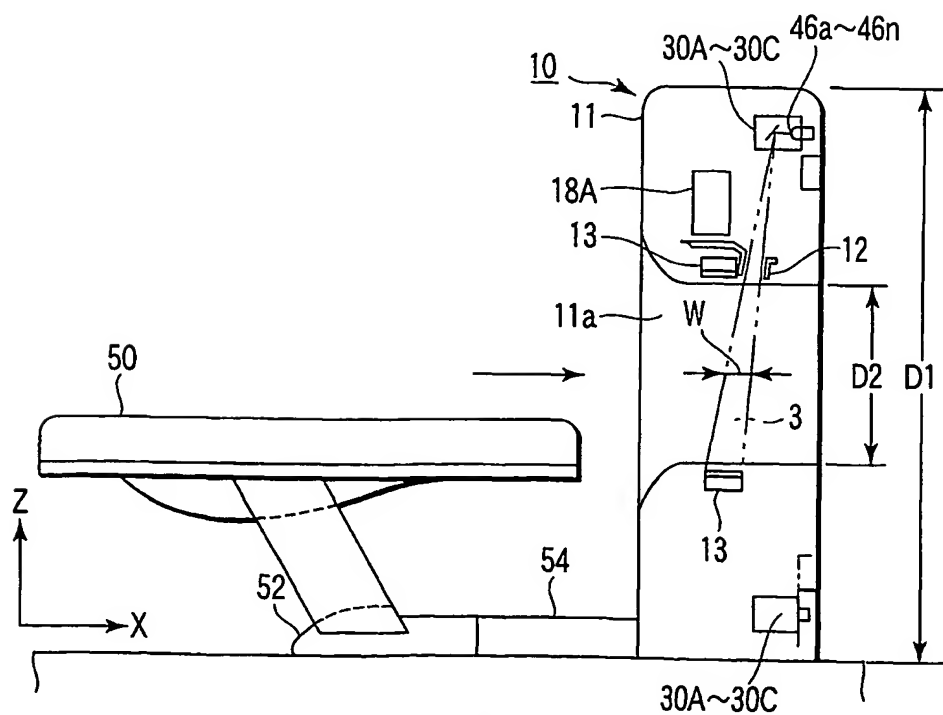


FIG. 2

2/12

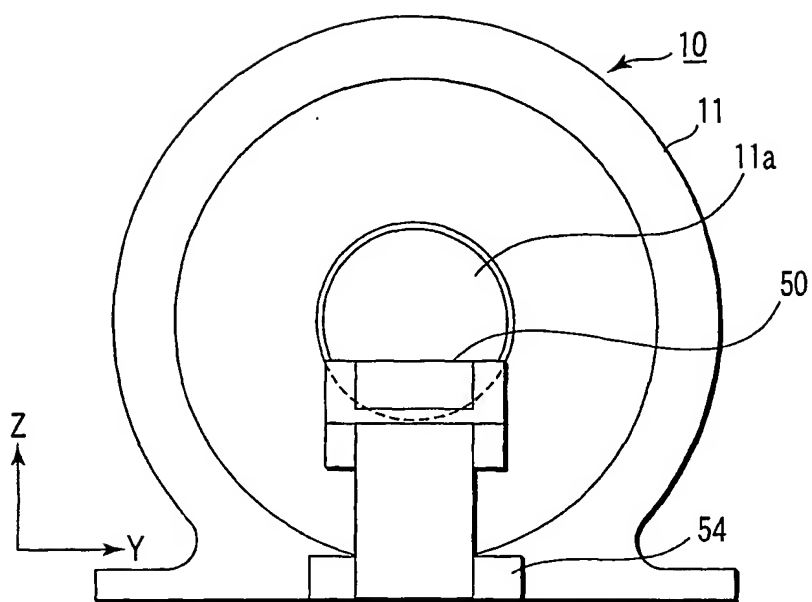


FIG. 3

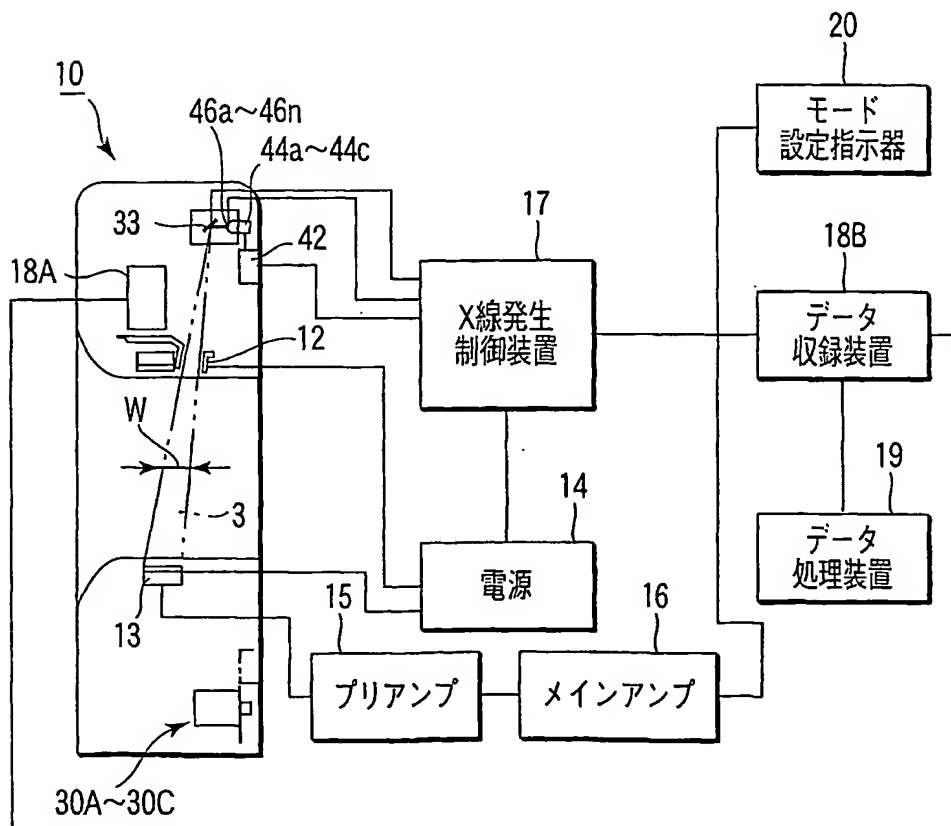


FIG. 4

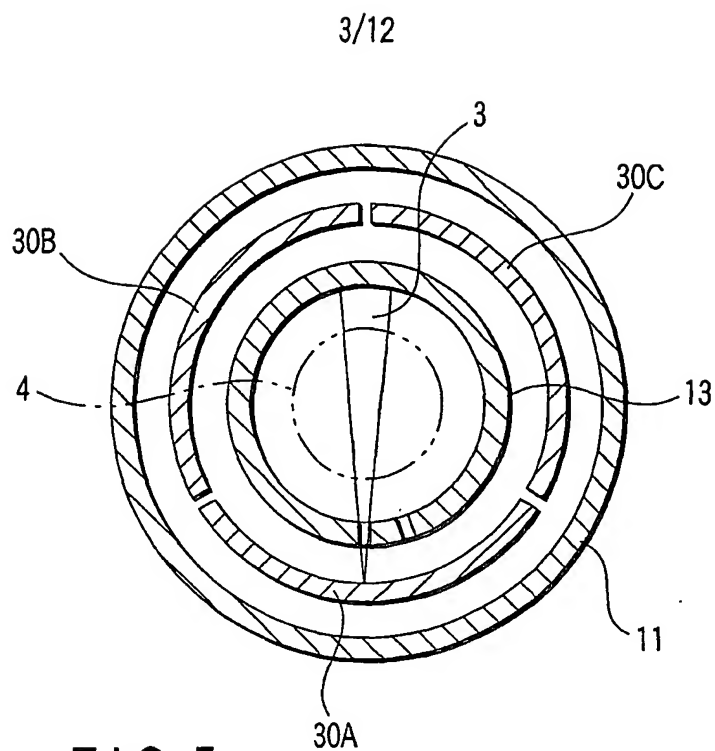


FIG. 5

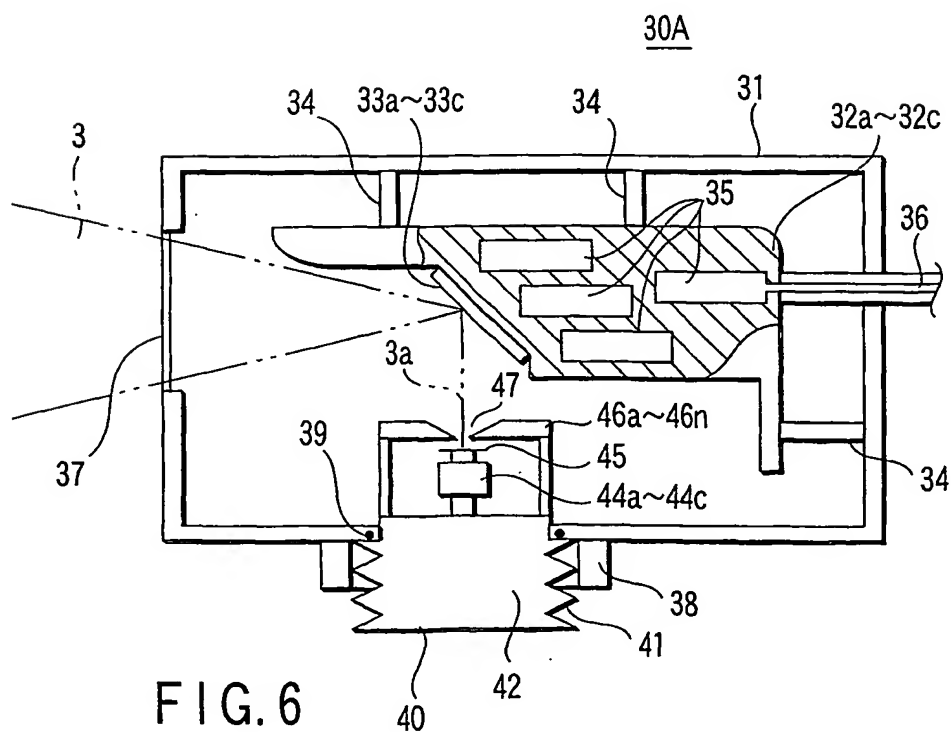


FIG. 6

4/12

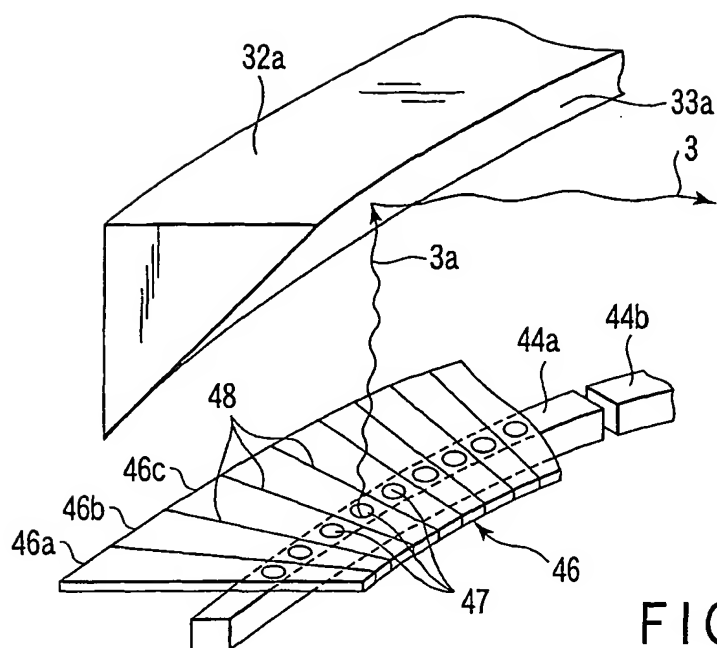


FIG. 7

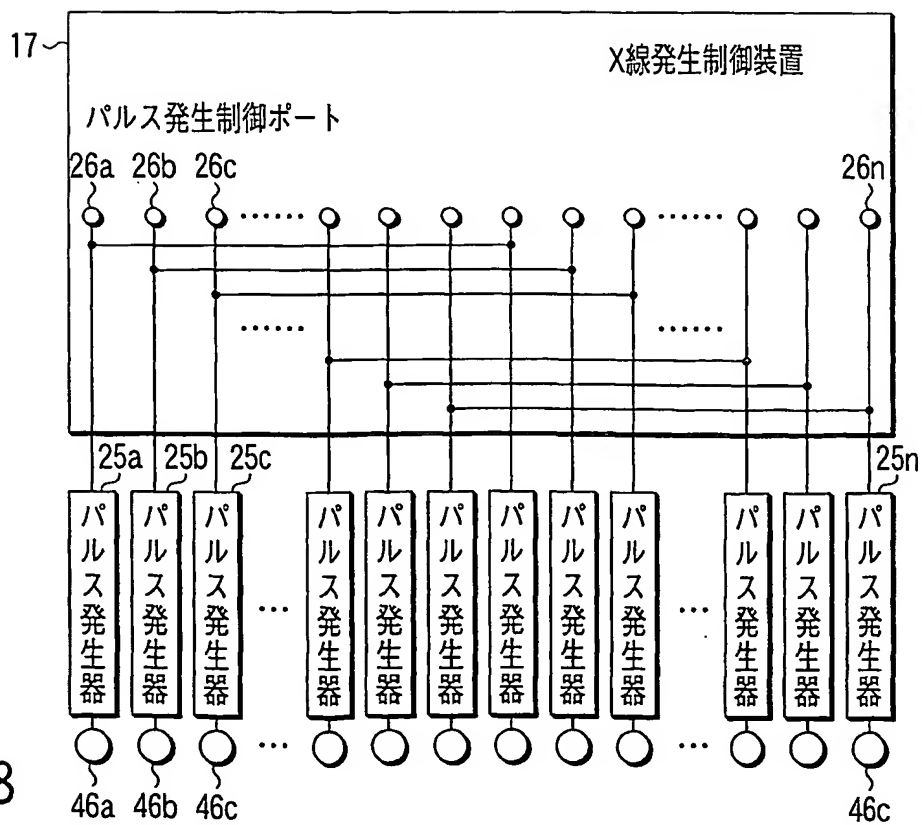
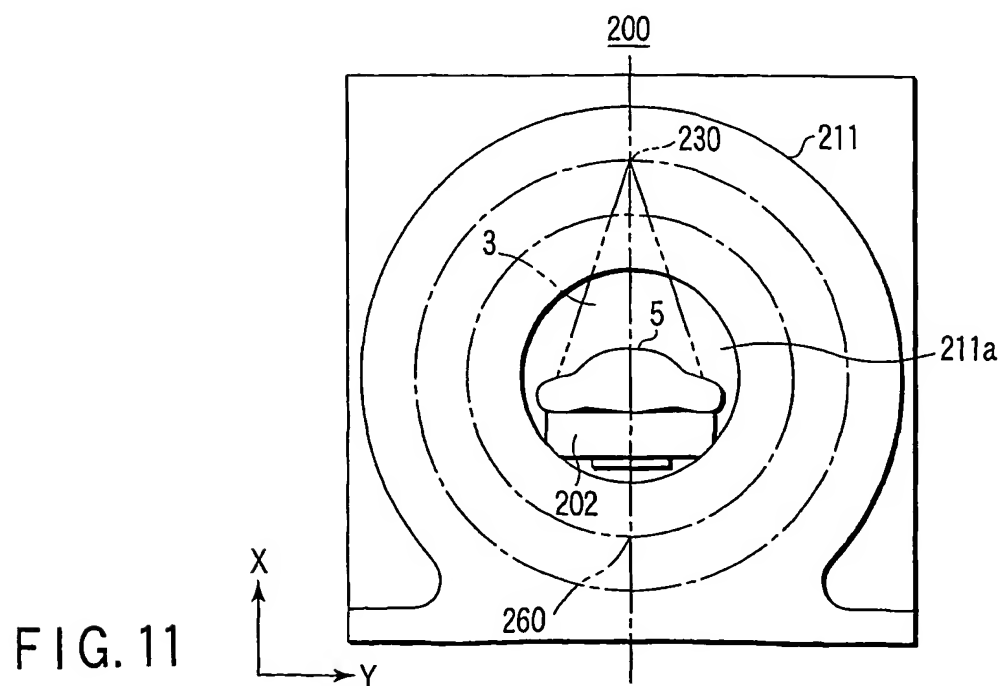
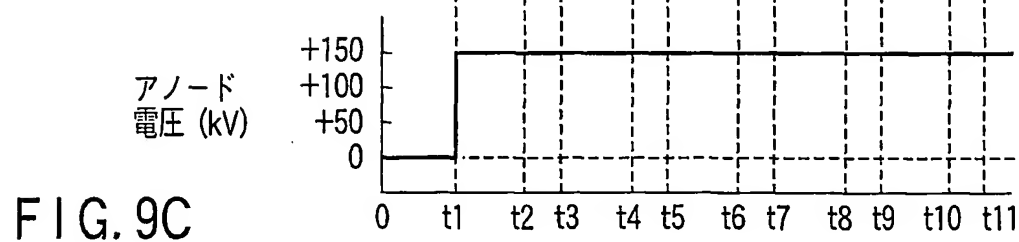
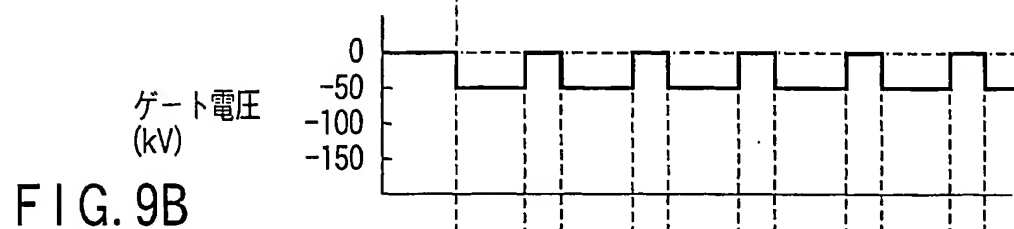
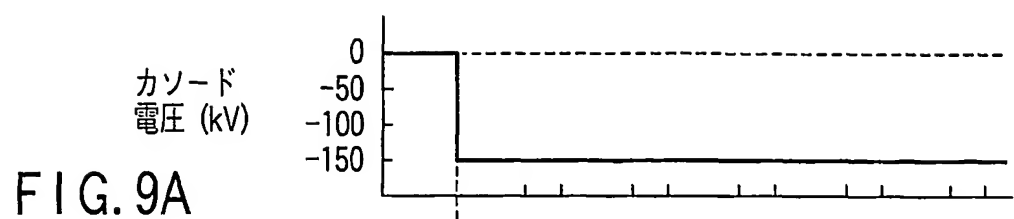


FIG. 8

5/12



6/12

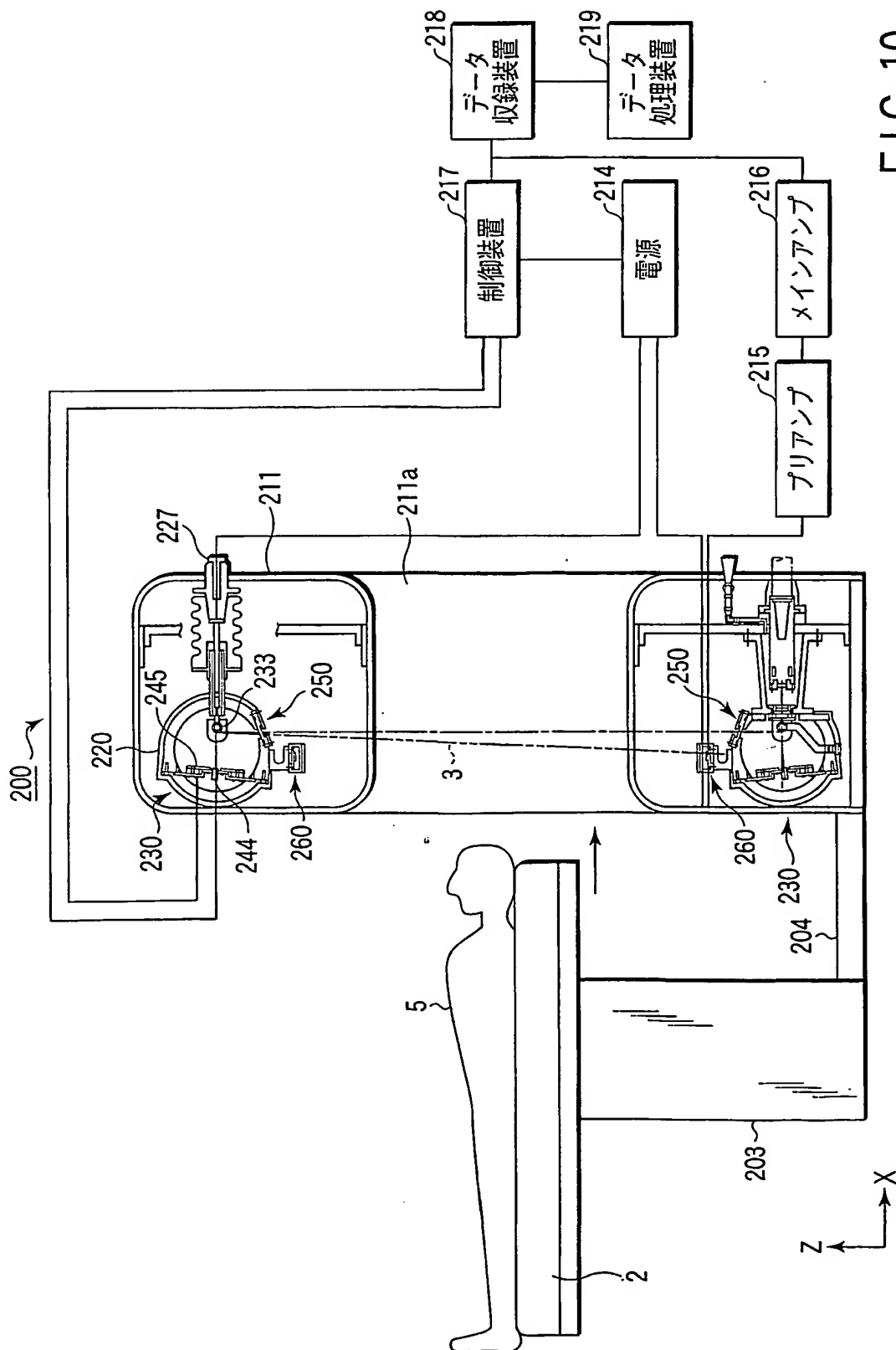


FIG. 10

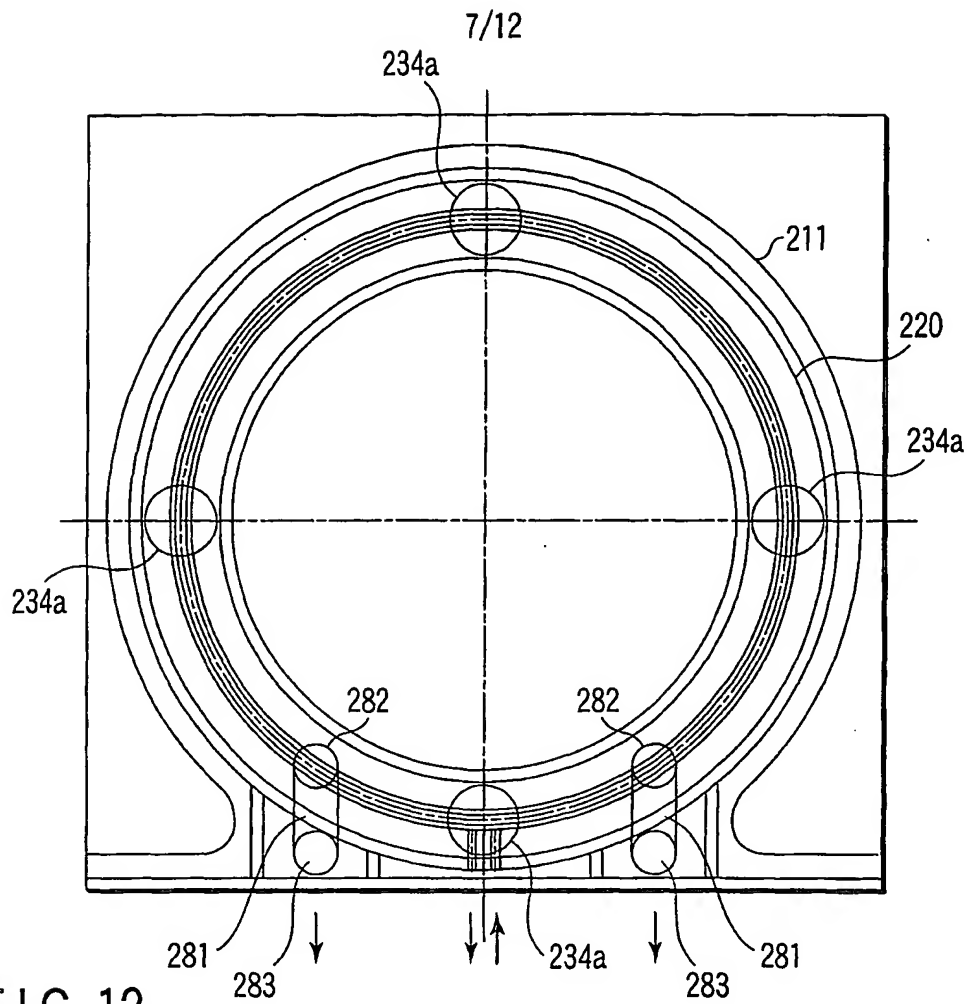


FIG. 12

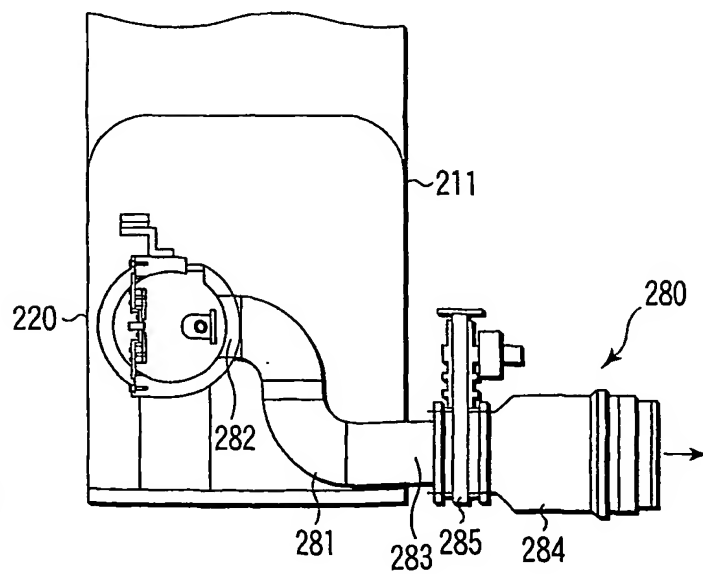


FIG. 13

8/12

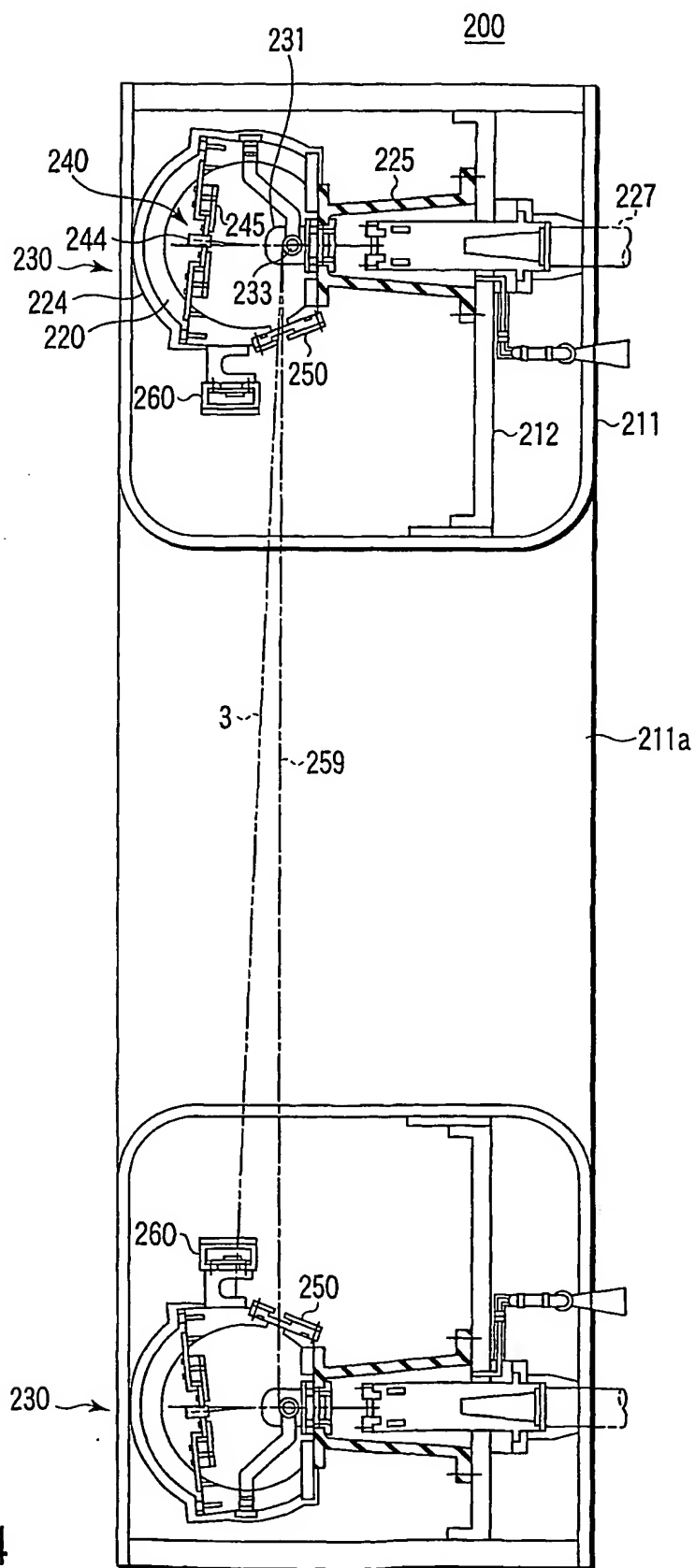
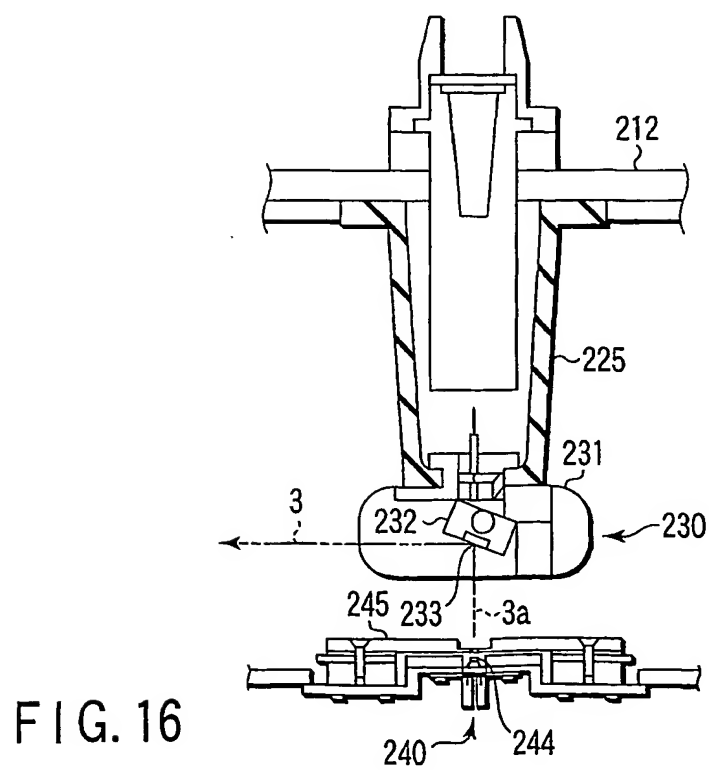
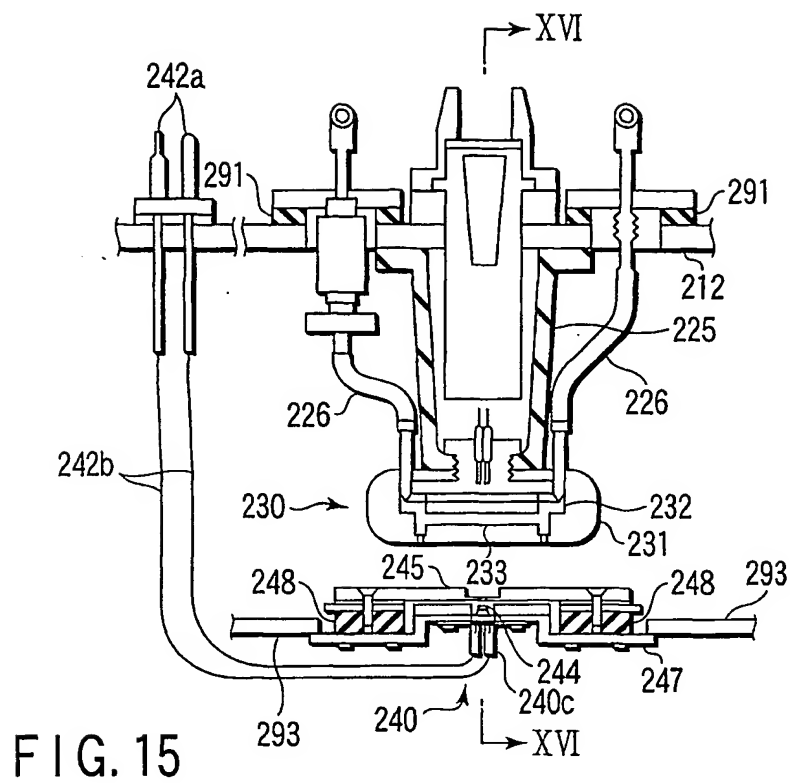


FIG. 14

9/12



10/12

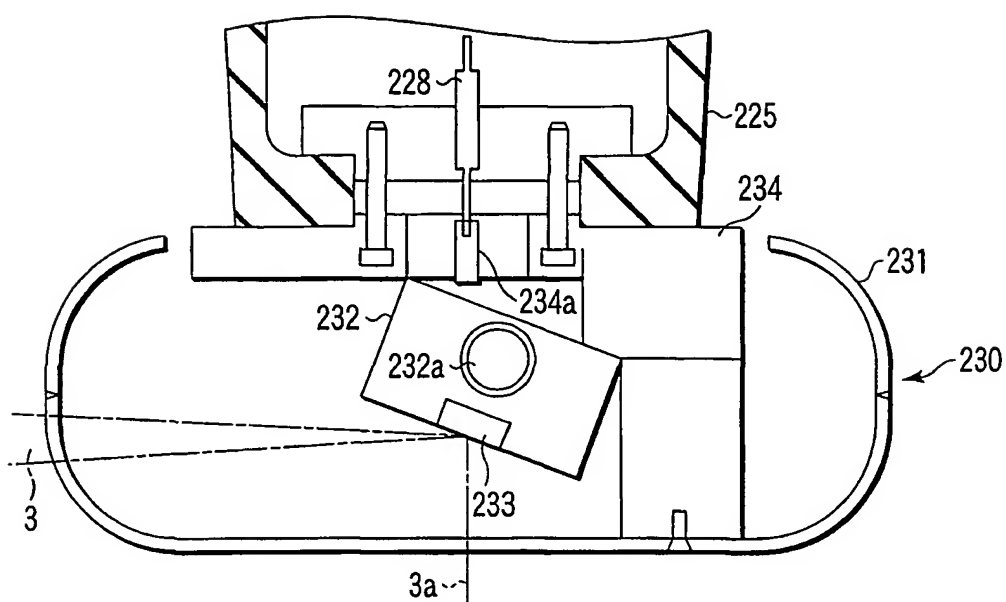


FIG. 17

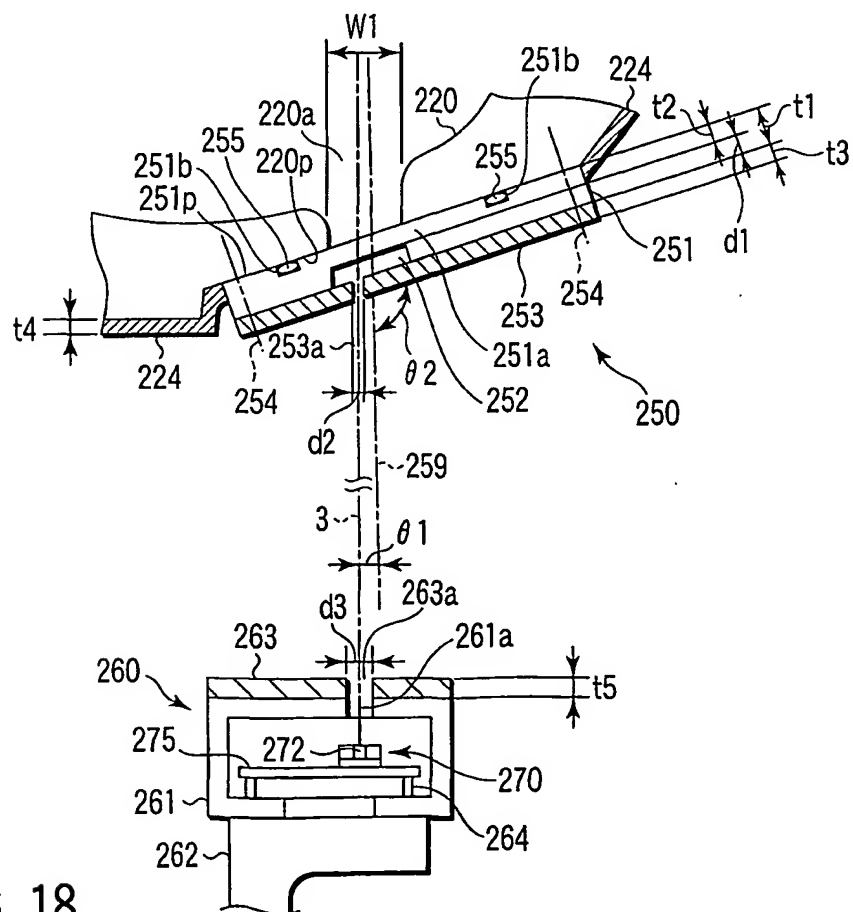


FIG. 18

11/12

240

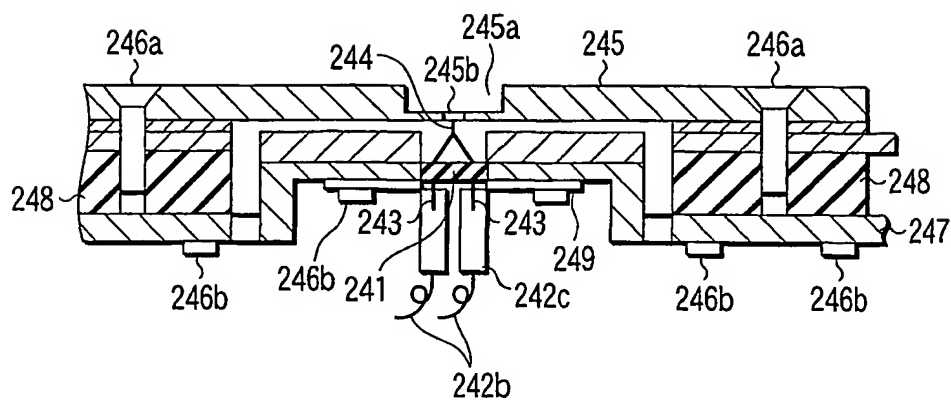


FIG. 19

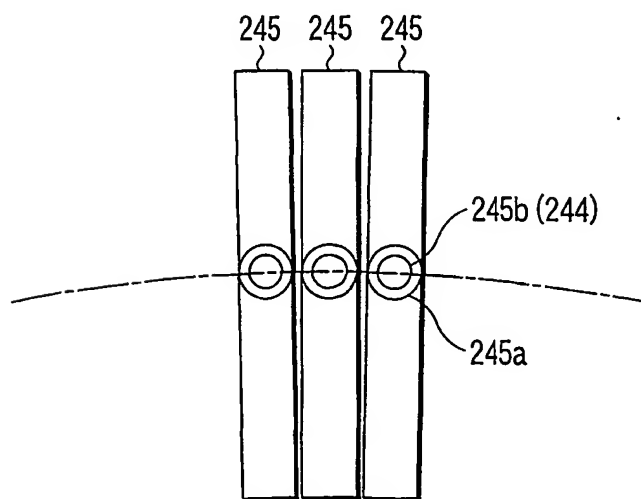


FIG. 20

12/12

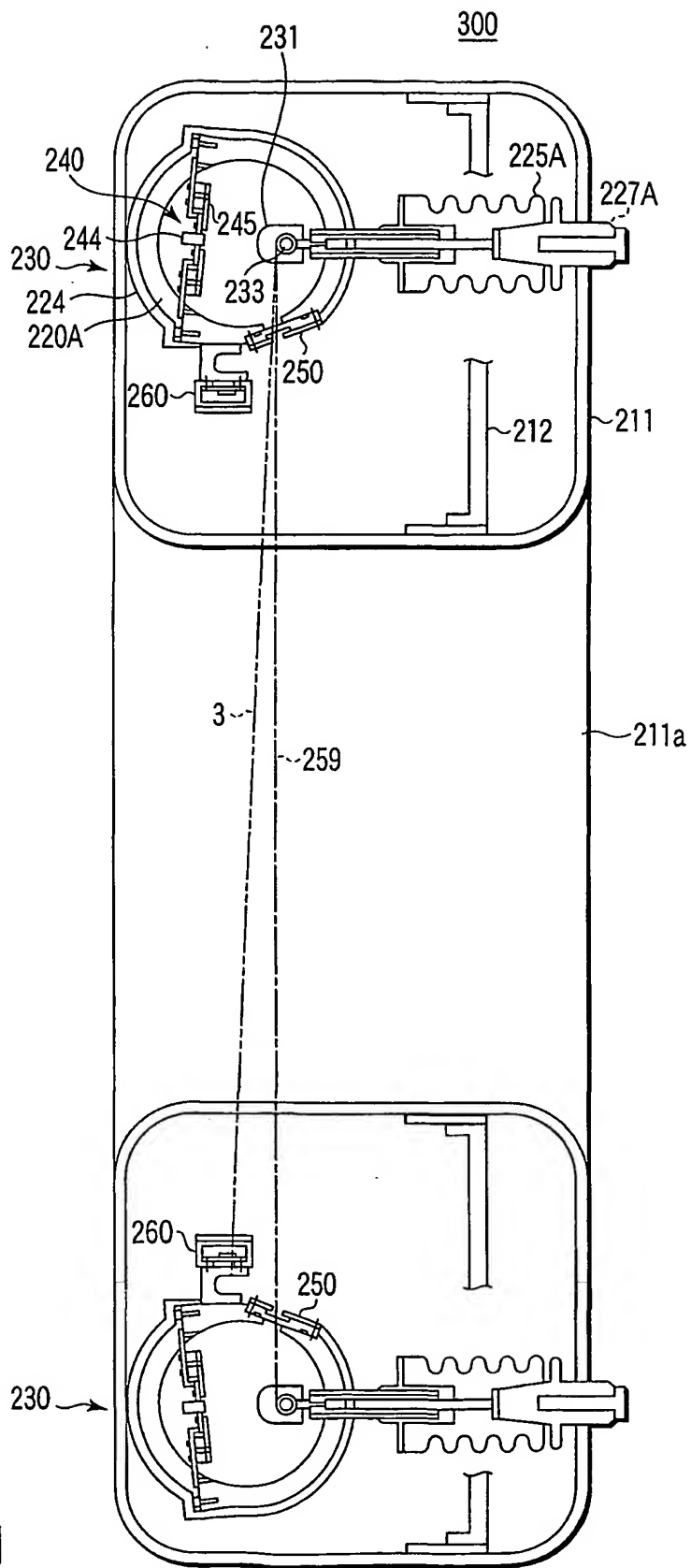


FIG. 21

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP02/01837

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

Int.Cl⁷ A61B6/03

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)

Int.Cl⁷ A61B6/03

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Jitsuyo Shinan Koho	1922-1996	Toroku Jitsuyo Shinan Koho	1994-2002
Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971-2002	Jitsuyo Shinan Toroku Koho	1996-2002

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	JP 54-38787 A (Tokyo Shibaura Electric Co., Ltd.), 23 March, 1979 (23.03.79), (Family: none)	1
X	JP 55-46408 A (Tokyo Shibaura Electric Co., Ltd.), 01 April, 1980 (01.04.80), (Family: none)	1
X	JP 53-103392 A (Shimadzu Corp.), 08 September, 1978 (08.09.78), (Family: none)	1

☐ Further documents are listed in the continuation of Box C.

☐ See patent family annex.

* Special categories of cited documents:

"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance

"E" earlier document but published on or after the international filing date

"L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)

"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means

"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed

"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention

"X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone

"Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art

"&" document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search

21 May, 2002 (21.05.02)

Date of mailing of the international search report

04 June, 2002 (04.06.02)

Name and mailing address of the ISA/

Japanese Patent Office

Authorized officer

Facsimile No.

Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP02/01837

Box I Observations where certain claims were found unsearchable (Continuation of item 1 of first sheet)

This international search report has not been established in respect of certain claims under Article 17(2)(a) for the following reasons:

1. ☐ Claims Nos.:

because they relate to subject matter not required to be searched by this Authority, namely:

2. ☐ Claims Nos.:

because they relate to parts of the international application that do not comply with the prescribed requirements to such an extent that no meaningful international search can be carried out, specifically:

3. ☐ Claims Nos.:

because they are dependent claims and are not drafted in accordance with the second and third sentences of Rule 6.4(a).

Box II Observations where unity of invention is lacking (Continuation of item 2 of first sheet)

This International Searching Authority found multiple inventions in this international application, as follows:

The subject matter common to claims 1-11 is the point that an X-ray generating unit in a multi-radiation source X-ray CT apparatus is constituted of a or linear cathode, a circular-arclike or linear anode, and a gate array consisting of grid electrodes arranged fixedly between the cathode and the anode to allow the passage of electron beams emitted from the cathode.

The common subject matter is disclosed in prior-art documents such as JP 54-38787 A (Toshiba Electric Co., Ltd.) 1979. 03. 23. and is therefore not novel. As a result, there exists no common subject matter that is a special technical feature among the inventions of claims 1, 2, 3, 4, 5, 6, 7, 8, 9-11, and there is no technical relationship among those different inventions.

1. ☐ As all required additional search fees were timely paid by the applicant, this international search report covers all searchable claims.2. ☐ As all searchable claims could be searched without effort justifying an additional fee, this Authority did not invite payment of any additional fee.3. ☐ As only some of the required additional search fees were timely paid by the applicant, this international search report covers only those claims for which fees were paid, specifically claims Nos.:4. ☒ No required additional search fees were timely paid by the applicant. Consequently, this international search report is restricted to the invention first mentioned in the claims; it is covered by claims Nos.: 1

Remark on Protest

☐

The additional search fees were accompanied by the applicant's protest.

☐

No protest accompanied the payment of additional search fees.

A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (IPC))

Int. Cl.⁷ A 6 1 B 6 / 0 3

B. 調査を行った分野

調査を行った最小限資料 (国際特許分類 (IPC))

Int. Cl.⁷ A 6 1 B 6 / 0 3

最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの

日本国実用新案公報 1922-1996年

日本国公開実用新案公報 1971-2002年

日本国登録実用新案公報 1994-2002年

日本国実用新案登録公報 1996-2002年

国際調査で使用した電子データベース (データベースの名称、調査に使用した用語)

C. 関連すると認められる文献

引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求の範囲の番号
X	J P 54-38787 A (東京芝浦電気株式会社) 1979. 03. 23 (ファミリーなし)	1
X	J P 55-46408 A (東京芝浦電気株式会社) 1980. 04. 01 (ファミリーなし)	1
X	J P 53-103392 A (株式会社島津製作所) 1978. 09. 08 (ファミリーなし)	1

☐ C欄の続きにも文献が列挙されている。☐ パテントファミリーに関する別紙を参照。

* 引用文献のカテゴリー

「A」 特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの

「E」 国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの

「L」 優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献 (理由を付す)

「O」 口頭による開示、使用、展示等に言及する文献

「P」 国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願

の日の後に公表された文献

「T」 国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの

「X」 特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの

「Y」 特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの

「&」 同一パテントファミリー文献

国際調査を完了した日

21. 05. 02

国際調査報告の発送日

04.06.02

国際調査機関の名称及びあて先

日本国特許庁 (ISA/J P)

郵便番号100-8915

東京都千代田区霞が関三丁目4番3号

特許庁審査官 (権限のある職員)

小田倉 直人

2W

9163

電話番号 03-3581-1101 内線 3250

第I欄 請求の範囲の一部の調査ができないときの意見 (第1ページの2の続き)

法第8条第3項(PCT17条(2)(a))の規定により、この国際調査報告は次の理由により請求の範囲の一部について作成しなかった。

1. ☐ 請求の範囲 _____ は、この国際調査機関が調査をすることを要しない対象に係るものである。つまり、
2. ☐ 請求の範囲 _____ は、有意義な国際調査をすることができる程度まで所定の要件を満たしていない国際出願の部分に係るものである。つまり、
3. ☐ 請求の範囲 _____ は、従属請求の範囲であってPCT規則6.4(a)の第2文及び第3文の規定に従って記載されていない。

第II欄 発明の単一性が欠如しているときの意見 (第1ページの3の続き)

次に述べるようにこの国際出願に二以上の発明があるところの国際調査機関は認めた。

請求の範囲1-11に共通の事項は、多線源型X線CT装置におけるX線発生ユニットを、円弧状又はリニア状のカソードと、円弧状又はリニア状のアノードと、前記カソードと前記アノードとの間に固定配列され、前記カソードから出射される電子線を通過させるための複数のグリッド電極からなるゲートアレイとで構成する点であると認められるが、前記共通の事項は、文献JP 54-38787 A(東京芝浦電気株式会社)、1979.03.23に開示されているから、新規なものではない。その結果、請求の範囲1と請求の範囲2と請求の範囲3と請求の範囲4と請求の範囲5と請求の範囲6と請求の範囲7と請求の範囲8と請求の範囲9-11にそれぞれ記載された発明の間に、特別な技術事項と考えられる共通の事項は存在せず、それらの相違する発明の間に技術的な関連を見いだすことはできない。

1. ☐ 出願人が必要な追加調査手数料をすべて期間内に納付したので、この国際調査報告は、すべての調査可能な請求の範囲について作成した。
2. ☐ 追加調査手数料を要求するまでもなく、すべての調査可能な請求の範囲について調査することができたので、追加調査手数料の納付を求めなかった。
3. ☐ 出願人が必要な追加調査手数料を一部のみしか期間内に納付しなかったので、この国際調査報告は、手数料の納付のあった次の請求の範囲のみについて作成した。
4. ☒ 出願人が必要な追加調査手数料を期間内に納付しなかったので、この国際調査報告は、請求の範囲の最初に記載されている発明に係る次の請求の範囲について作成した。

請求の範囲 1

追加調査手数料の異議の申立てに関する注意

- ☐ 追加調査手数料の納付と共に出願人から異議申立てがあった。
- ☐ 追加調査手数料の納付と共に出願人から異議申立てがなかった。